



HAL
open science

PTG bilatérales en une session opératoire versus PTG unilatérales : analyse comparative

Antoine Raffaelli

► **To cite this version:**

Antoine Raffaelli. PTG bilatérales en une session opératoire versus PTG unilatérales : analyse comparative. Médecine humaine et pathologie. 2020. dumas-03406240

HAL Id: dumas-03406240

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-03406240v1>

Submitted on 27 Oct 2021

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.



**UNIVERSITE DE NICE SOPHIA-ANTIPOLIS
FACULTE DE MEDECINE DE NICE**

ANNEE 2020

THESE

Pour l'obtention du

DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR EN MEDECINE

Présentée et soutenue publiquement à la Faculté de Médecine de Nice le :

16 Octobre 2020

Par

Antoine RAFFAELLI

Né le 9 Avril 1990 , à Bastia (2B)

**PTG BILATERALES EN UNE SESSION OPERATOIRE
VERSUS
PTG UNILATERALES :
ANALYSE COMPARATIVE**

JURY

Monsieur le Professeur **Christophe TROJANI**

Président

Monsieur le Professeur **Pascal BOILEAU**

Assesseur

Monsieur le Professeur **Jean-François GONZALEZ**

Assesseur

Monsieur le Professeur **Nicolas BRONSARD**

Assesseur

Monsieur le Docteur **Yoann LEVY**

Directeur

Liste des enseignants au 1er septembre 2020 à la Faculté de Médecine de Nice

Doyen

Pr. BAQUÉ Patrick

Vice-doyens

**Pédagogie
Recherche
Etudiants**

**Pr. ALUNNI Véronique
Pr. DELLAMONICA jean
M. JOUAN Robin**

Chargé de mission projet Campus

Pr. PAQUIS Philippe

Conservateur de la bibliothèque

Mme AMSELLE Danièle

Directrice administrative des services

Mme CALLEA Isabelle

Doyens Honoraires

M. RAMPAL Patrick
M. BENCHIMOL Daniel

Liste des enseignants au 1er septembre 2020 à la Faculté de Médecine de Nice

PROFESSEURS CLASSE EXCEPTIONNELLE

M.	BAQUÉ Patrick	Anatomie - Chirurgie Générale (42.01)
M.	BERNARDIN Gilles	Réanimation Médicale (48.02)
Mme	BLANC-PEDEUTOUR Florence	Cancérologie – Génétique (47.02)
M.	BOILEAU Pascal	Chirurgie Orthopédique et Traumatologique (50.02)
M.	DARCOURT Jacques	Biophysique et Médecine Nucléaire (43.01)
M.	DRICI Milou-Daniel	Pharmacologie Clinique (48.03)
M.	ESNAULT Vincent	Néphrologie (52-03)
M.	GILSON Éric	Biologie Cellulaire (44.03)
M.	GUGENHEIM Jean	Chirurgie Digestive (52.02)
M.	HASSEN KHODJA Reda	Chirurgie Vasculaire (51.04)
M.	HÉBUTERNE Xavier	Nutrition (44.04)
M.	HOFMAN Paul	Anatomie et Cytologie Pathologiques (42.03)
Mme	ICHAÏ Carole	Anesthésiologie et Réanimation Chirurgicale (48.01)
M.	LACOUR Jean-Philippe	Dermato-Vénérologie (50.03)
M.	LEFTHERIOTIS Georges	Chirurgie vasculaire ; médecine vasculaire (51.04)
M.	MARQUETTE Charles-Hugo	Pneumologie (51.01)
M.	MARTY Pierre	Parasitologie et Mycologie (45.02)
M.	MICHIELS Jean-François	Anatomie et Cytologie Pathologiques (42.03)
M.	MOUNIER Nicolas	Cancérologie, Radiothérapie (47.02)
M.	MOUROUX Jérôme	Chirurgie Thoracique et Cardiovasculaire (51.03)
M.	PADOVANI Bernard	Radiologie et Imagerie Médicale (43.02)
Mme	PAQUIS Véronique	Génétique (47.04)
M.	PAQUIS Philippe	Neurochirurgie (49.02)
M.	PRADIER Christian	Épidémiologie, Économie de la Santé et Prévention (46.01)
M.	QUATREHOMME Gérald	Médecine Légale et Droit de la Santé (46.03)
M.	RAUCOULES-AIMÉ Marc	Anesthésie et Réanimation Chirurgicale (48.01)
M.	ROBERT Philippe	Psychiatrie d'Adultes (49.03)
M.	SCHNEIDER Stéphane	Nutrition (44.04)
M.	TRAN Albert	Hépatogastro-entérologie (52.01)

Liste des enseignants au 1er septembre 2020 à la Faculté de Médecine de Nice

PROFESSEURS PREMIERE CLASSE

Mme	ASKENAZY-GITTARD Florence	Pédopsychiatrie (49.04)
M.	BARRANGER Emmanuel	Gynécologie Obstétrique (54.03)
M.	BÉRARD Étienne	Pédiatrie (54.01)
M.	BONGAIN André	Gynécologie-Obstétrique (54.03)
Mme	BREUIL Véronique	Rhumatologie (50.01)
M.	CASTILLO Laurent	O.R.L. (55.01)
M.	CHEVALLIER Patrick	Radiologie et Imagerie Médicale (43.02)
M.	DE PERETTI Fernand	Anatomie-Chirurgie Orthopédique (42.01)
M.	FERRARI Émile	Cardiologie (51.02)
M.	FERRERO Jean-Marc	Cancérologie ; Radiothérapie (47.02)
M.	FONTAINE Denys	Neurochirurgie (49.02)
M.	GUÉRIN Olivier	Méd. In ; Gériatrie (53.01)
M.	HANNOUN-LEVI Jean-Michel	Cancérologie ; Radiothérapie (47.02)
M	JEAN BAPTISTE Elixène	Chirurgie vasculaire (51.04)
M.	LEVRAUT Jacques	Médecine d'urgence (48.05)
M.	LONJON Michel	Neurochirurgie (49.02)
M.	PASSERON Thierry	Dermato-Vénérologie (50-03)
M.	PICHE Thierry	Gastro-entérologie (52.01)
Mme	RAYNAUD Dominique	Hématologie (47.01)
M.	ROUX Christian	rhumatologie (50.01)
M.	ROSENTHAL Éric	Médecine Interne (53.01)
M.	STACCINI Pascal	Biostatistiques et Informatique Médicale (46.04)
M.	THOMAS Pierre	Neurologie (49.01)
M.	TROJANI Christophe	Chirurgie Orthopédique et Traumatologique (50.02)

Liste des enseignants au 1er septembre 2020 à la Faculté de Médecine de Nice

PROFESSEURS DEUXIEME CLASSE

Mme	ALUNNI Véronique	Médecine Légale et Droit de la Santé (46.03)
M.	ANTY Rodolphe	Gastro-entérologie (52.01)
M.	BAHADORAN Philippe	Cytologie et Histologie (42.02)
Mme	BAILLIF Stéphanie	Ophthalmologie (55.02)
Mme	BANNWARTH Sylvie	Génétique (47.04)
M.	BENIZRI Emmanuel	Chirurgie Générale (53.02)
M.	BENOIT Michel	Psychiatrie (49.03)
M.	BERTHET Jean-Philippe	Chirurgie Thoracique (51-03)
M.	BOZEC Alexandre	ORL- Cancérologie (47.02)
M.	BREAUD Jean	Chirurgie Infantile (54-02)
M.	BRONSARD Nicolas	Anatomie Chirurgie Orthopédique et Traumatologique (42.01)
Mme	BUREL-VANDENBOS Fanny	Anatomie et Cytologie pathologiques (42.03)
M.	CHEVALIER Nicolas	Endocrinologie, Diabète et Maladies Métaboliques (54.04)
Mme	CHINETTI Giulia	Biochimie-Biologie Moléculaire (44.01)
M.	CLUZEAU Thomas	Hématologie (47.01)
M.	DELLAMONICA Jean	réanimation médicale (48.02)
M.	DELOTTE Jérôme	Gynécologie-obstétrique (54.03)
Mme	ESTRAN-POMARES Christelle	Parasitologie et mycologie (45.02)
M	FAVRE Guillaume	Néphrologie (44-02)
M.	FOURNIER Jean-Paul	Thérapeutique (48-04)
Mme	GIORDANENGO Valérie	Bactériologie-Virologie (45.01)
Mme	GIOVANNINI-CHAMI Lisa	Pédiatrie (54.01)
M.	IANNELLI Antonio	Chirurgie Digestive (52.02)
M.	ILIE Marius	Anatomie et Cytologie pathologiques (42.03)
M.	ORBAN Jean-Christophe	Anesthésiologie-réanimation ; Médecine d'urgence (48.01)
M.	ROHRLICH Pierre	Pédiatrie (54.01)
M.	RUIMY Raymond	Bactériologie-virologie (45.01)
Mme	SACCONI Sabrina	Neurologie (49.01)
Mme	SEITZ-POLSKI barbara	Immunologie (47.03)
M.	VANBIERVLIET Geoffroy	Gastro-entérologie (52.01)

Liste des enseignants au 1er septembre 2020 à la Faculté de Médecine de Nice

MAITRES DE CONFÉRENCES DES UNIVERSITÉS - PRATICIENS HOSPITALIERS

M.	AMBROSETTI Damien	Cytologie et Histologie (42.02)
Mme	BERNARD-POMIER Ghislaine	Immunologie (47.03)
M.	CAMUZARD Olivier	Chirurgie Plastique (50-04)
Mme	CONTENTI-LIPRANDI Julie	Médecine d'urgence (48-04)
M.	DOGLIO Alain	Bactériologie-Virologie (45.01)
M.	DOYEN Jérôme	Radiothérapie (47.02)
M.	FOSSE Thierry	Bactériologie-Virologie-Hygiène (45.01)
M.	GARRAFFO Rodolphe	Pharmacologie Fondamentale (48.03)
Mme	HINAULT Charlotte	Biochimie et biologie moléculaire (44.01)
M.	HUMBERT Olivier	Biophysique et Médecine Nucléaire (43.01)
Mme	LAMY Brigitte	Bactériologie-virologie (45.01)
Mme	LONG-MIRA Elodie	Cytologie et Histologie (42.02)
M.	LOTTE Romain	Bactériologie-virologie ; Hygiène hospitalière (45.01)
Mme	MAGNIÉ Marie-Noëlle	Physiologie (44.02)
M.	MASSALOU Damien	Chirurgie Viscérale (52-02)
Mme	MOCERI Pamela	Cardiologie (51.02)
M.	MONTAUDIE Henri	Dermatologie (50.03)
Mme	MUSSO-LASSALLE Sandra	Anatomie et Cytologie pathologiques (42.03)
M.	NAÏMI Mourad	Biochimie et Biologie moléculaire (44.01)
M.	SAVOLDELLI Charles	Chirurgie maxillo-faciale et stomatologie (55.03)
M.	SQUARA Fabien	Cardiologie (51.02)
M.	TESTA Jean	Épidémiologie Économie de la Santé et Prévention (46.01)
Mme	THUMMLER Susanne	Pédopsychiatrie (49-04)
M.	TOULON Pierre	Hématologie et Transfusion (47.01)
M.	TRAN Antoine	Pédiatrie (54.01)

Liste des enseignants au 1er septembre 2020 à la Faculté de Médecine de Nice

PROFESSEUR DES UNIVERSITÉS

M. DARMON David Médecine Générale (53.03)

MAITRE DE CONFÉRENCES DES UNIVERSITÉS

Mme GROS Auriane Orthophonie (69)

PROFESSEURS AGRÉGÉS

Mme LANDI Rebecca Anglais

PRATICIEN HOSPITALIER UNIVERSITAIRE

M. DURAND Matthieu Urologie (52.04)
M. SICARD Antoine Néphrologie (52-03)

PROFESSEURS ASSOCIÉS

M. GARDON Gilles Médecine Générale (53.03)
Mme MONNIER Brigitte Médecine Générale (53.03)

MAITRES DE CONFÉRENCES ASSOCIÉS

Mme CASTA Céline Médecine Générale (53.03)
M. GASPERINI Fabrice Médecine Générale (53.03)
M. HOGU Nicolas Médecine Générale (53.03)

Liste des enseignants au 1er septembre 2020 à la Faculté de Médecine de Nice

Liste des enseignants au 1er septembre 2020 à la Faculté de Médecine de Nice

Constitution du jury en qualité de 4ème membre

Professeurs Honoraires

M. AMIEL Jean	M. GÉRARD Jean-Pierre
M. ALBERTINI Marc	M. GIBELIN Pierre
M. BALAS Daniel	M. GILLET Jean-Yves
M. BATT Michel	M. GRELLIER Patrick
M. BLAIVE Bruno	M. GRIMAUD Dominique
M. BOQUET Patrice	M. HOFLIGER Philippe
M. BOURGEON André	M. JOURDAN Jacques
M. BOUTTÉ Patrick	M. LAMBERT Jean-Claude
M. BRUNETON Jean-Noël	M. LAZDUNSKI Michel
Mme BUSSIERE Françoise	M. LEFEBVRE Jean-Claude
M. CAMOUS Jean-Pierre	M. LE FICHOUX Yves
M. CANIVET Bertrand	Mme LEBRETON Elisabeth
M. CASSUTO Jill-patrice	M. MARIANI Roger
M. CHATEL Marcel	M. MASSEYEFF René
M. COUSSEMENT Alain	M. MATTEI Mathieu
Mme CRENESSE Dominique	M. MOUIEL Jean
M. DARCOURT Guy	Mme MYQUEL Martine
M. DELLAMONICA Pierre	M. ORTONNE Jean-Paul
M. DELMONT Jean	M. PRINGUEY Dominique
M. DEMARD François	M. SANTINI Joseph
M. DESNUELLE Claude	M. SAUTRON Jean Baptiste
M. DOLISI Claude	M. SCHNEIDER Maurice
Mme EULLER-ZIEGLER Liana	M. THYSS Antoine
M. FENICHEL Patrick	M. TOUBOL Jacques
M. FUZIBET Jean-Gabriel	M. TRAN Dinh Khiem
M. FRANCO Alain	M. VAN OBBERGHEN Emmanuel
M. FREYCHET Pierre	
M. GASTAUD Pierre	

M.C.U. Honoraires

M. ARNOLD Jacques	M. GIUDICELLI Jean
M. BASTERIS Bernard	M. MAGNÉ Jacques
M. BENOLIEL José	Mme MEMRAN Nadine
Mlle CHICHMANIAN Rose-Marie	M. MENGUAL Raymond
Mme DONZEAU Michèle	M. PHILIP Patrick
M. EMILIOZZI Roméo	M. POIRÉE Jean-Claude
M. FRANKEN Philippe	Mme ROURE Marie-Claire
M. GASTAUD Marcel	

Liste des enseignants au 1er septembre 2020 à la Faculté de Médecine de Nice

PROFESSEURS CONVENTIONNÉS DE L'UNIVERSITÉ

M.	BERTRAND François	Médecine Interne
M.	BROCKER Patrice	Médecine Interne Option Gériatrie
M.	CHEVALLIER Daniel	Urologie
Mme	FOURNIER-MEHOUAS Manuella	Médecine Physique et Réadaptation
M.	JAMBOU Patrick	Coordination prélèvements d'organes
M.	LEBOEUF Mathieu	gynécologie- obstétrique
Mme	NADEAU Geneviève	uro-gynécologie
M.	ODIN Guillaume	Chirurgie maxilo-faciale
M.	PEYRADE Frédéric	Onco-Hématologie
M.	PICCARD Bertrand	Psychiatrie
M.	QUARANTA Jean-François	Santé Publique

REMERCIEMENTS

A notre Maître et Président de Thèse, Monsieur le Professeur TROJANI :

Pour m'avoir fait l'honneur d'accepter la présidence de mon jury de thèse. Merci de m'avoir accepté en chirurgie orthopédique et de m'avoir confié ce travail de thèse. Vous êtes un exemple pour nous tous, tant sur le volume de vos connaissances que sur la manière de simplifier tout concept pour avoir les idées claires.

Merci également d'essayer de transmettre lors de chaque staff et de nous montrer comment se comporter avec les patients.

Soyez assuré de mon profond respect et admiration.

A notre Maître et Jury de Thèse, Monsieur le Professeur BOILEAU :

Pour m'avoir fait l'honneur d'être membre de mon jury de thèse.

Je n'oublierai jamais votre première phrase à mon sujet qui disait que la chirurgie du rachis était une affaire de chirurgien orthopédiste comme en témoigne l'arbre tordu.

Sachez que ce fut une fierté de faire partie de votre équipe et de l'École Niçoise reconnue parmi les autres.

Je garderai en mémoire vos conseils et notamment le fait de rester des médecins et non pas des chirurgiens techniciens.

Soyez assuré de mon profond respect et admiration.

A notre Maître et Jury de Thèse, Monsieur le Professeur DE PERETTI :

Pour m'avoir fait l'honneur d'être membre de mon jury de thèse.

Vous êtes l'un des premiers à m'enseigner la médecine puisque vous étiez présent lors des cours de 1ère année à Corté.

Merci de partager vos connaissances lors des staffs de traumatologie mais également lors des visites dans les services ainsi que de toujours aider internes et assistants dans les prises en charge les plus difficiles.

Soyez assuré de mon profond respect et admiration.

A notre Maître et Jury de Thèse, Monsieur le Professeur GONZALEZ :

Pour m'avoir fait l'honneur d'être membre de mon jury de thèse.
Je vous remercie de votre pédagogie notamment en consultation et d'essayer de faire progresser internes et assistants tant sur le plan théorique que pratique.
Soyez assuré de toute mon estime et ma haute considération.

A notre Maître et Jury de Thèse, Monsieur le Professeur BRONSARD :

Pour m'avoir fait l'honneur d'être membre de mon jury de thèse.
Merci de votre travail réalisé dans le service et à la faculté, souvent dans l'ombre. Ainsi que de ramener au premier plan la chirurgie rachidienne dans ce service.
Soyez assuré de toute mon estime et ma haute considération.

A mon Directeur de Thèse, Monsieur le Docteur LEVY :

Pour m'avoir fait l'honneur de diriger ce travail de thèse.
La route a été longue et sinueuse pour son accomplissement.
Tu le sais mieux que quiconque puisque ma thèse fait suite à la tienne.
Je te remercie de tes conseils qui m'ont permis de l'améliorer.
J'espère que la copie finale te satisfait.

A l'équipe de Neurochirurgie du CHU Nice :

Aux Pr PAQUIS et Pr LONJON : merci de m'avoir si bien accueilli pendant ses 2 semestres comme si j'étais l'un des vôtres

Au Pr FONTAINE : de m'avoir fait réaliser que rien n'est jamais totalement perdu et qu'un mal à un moment donné pouvait se transformer en bien à un autre moment

Au Dr LITRICO : pour mes premières consultations rachidiennes du lundi

Au Dr Fabien ALMAYRAC : pour ta bienveillance et tes chirurgies éveillées

Au Dr Nassim BOUGACI : pour ta gentillesse et ta positivité

A mes Co-internes de Neurochirurgie :

Antoine : pour ton soutien et ton aide chaque fois que j'en ai eu besoin. Sache que tu pourras toujours compter sur moi

Aux Marie's : Marie M. : pour tes rires et pour ma seule et unique craniectomie décompressive à tes côtés

Marie O. : pour ta sympathie et ta bonne humeur

A Boris : le plus neurochirurgien des ORL

A l'équipe de Chirurgie Thoracique du CHU Nice :

Aux Pr MOUROUX et Pr VENISSAC : merci de m'avoir appris la rigueur et les bases de la chirurgie générale mais également à « être beau en blanc et rasé de près ».

Au Dr Daniel POP : pour sa grande dextérité qui m'a impressionné

Au Dr Charlotte COHEN : de nous avoir si bien entouré

A l'équipe de Chirurgie Orthopédique du CH Cannes :

Au Dr TABUTIN : Mon premier semestre en chirurgie orthopédique.

Je n'oublierai jamais la différence entre un écolier, un coiffeur et un chirurgien

Aux Dr CAMBAS, Dr VOGT, Dr HENIN, Dr RILLARDON, Dr GASTAUD et Dr BRASSAC

A l'équipe de Chirurgie Pédiatrique Orthopédique de la Fondation Lenal :

Merci de m'avoir fait découvrir une spécialité intéressante. Merci également de m'avoir permis de me libérer quelques après-midi afin de revoir les patients de l'étude

Au Dr CLEMENT : et ses célèbres Marteau-Capener. Merci de m'avoir initié à la chirurgie de la scoliose idiopathique

Aux Dr RAMPAL, Dr SOLLA, Dr OBOROCIANU et Dr ROSELLO

A l'équipe de Chirurgie du Rachis du CHU Pellegrin (Bordeaux) :

J'ai passé un excellent semestre et riche en enseignement. Merci de m'avoir accueilli de la sorte.

Au Pr VITAL : pour ses anecdotes et ses cages cervicales Manta en stand alone

Au Pr GILLE : pour ses connaissances dans tous les domaines et ses remarquables décompressions à l'ostéotome

Au Pr POINTILLART : toujours à l'écoute et qui m'a fait voir une autre approche de la pathologie rachidienne

Au Dr Camille DAMADE : la mère des dragons, calme et brillante, toujours là pour nous

Au Dr Benjamin BOUYER : pour ton enseignement et pour ma première OLIF

Au Dr Ibrahim OBEID et au Dr Louis BOISSIERE : pour ce mois de Janvier 2020 et toutes ces déformations rachidiennes.

Au Dr Soufiane GHAILANE : et tes scolioses dégénératives

Au Dr Jean Etienne CASTELAIN : toujours à fond dès 7h du matin. J'ai bien compris qu'il ne fallait pas avoir peur du vissage

Au Dr Marion PETIT : tes décibels et ta bonne humeur au bloc opératoire

Au Dr Pierre COUDERT : merci pour tes nombreux conseils et de ton soutien

A mes Co-internes : **Cécile** (ou Chloé ou Camille), **Paul** (et tes imitations), **Gaëtan** (le plus orthopédiste des neurochirurgiens), **Martin** (le Normand), **Arthur** (et tes congés pater), **Julien** (le Canadien) **et Thomas** (le spécialiste des syndromes de la queue de cheval)

A l'équipe de Chirurgie Traumatologique et Orthopédique du CHU Nice :

Au Dr BERNARD DE DOMPSURE : c'est toujours un plaisir de t'aider au bloc opératoire. Merci pour tes grandes chirurgies avec finesse et précision.

Au Dr Lauryl DECROOCQ : ma première garde... pas facile... Tu as été là pour me remonter le moral. Merci de m'avoir guidé et rassuré, surtout durant ce premier semestre de traumatologie

Au Dr Michel AZAR : pour ta culture et tes avis tranchés

Au Dr Maxime CAVALIER : pour tes chirurgies ligamentaires du genou

Au Dr Hugo DARMANTE : pour ta rigueur au bloc opératoire

Au Dr Gilles CLOWEZ : pour ta discrétion et ton aide

Au Dr Marc-Olivier GAUCI : pour ta droiture et pour ma première PIH

Au Dr Jean Luc RAYNIER : pour tes blagues et ton bagout

Au Dr Mikael CHELLI : pour m'avoir montré l'astuce ultime pour réduire n'importe quelle fracture-luxation de cheville

Au Dr Vincent LAVOUE : et tes règles strictes de l'asepsie

Au Dr Jeremy ALLIA : tu as été sans aucun doute celui qui m'a fait le plus confiance dans la pratique chirurgicale à Nice. Merci de l'avoir fait.

Au Dr Jonathan THOMAS : pour tes anecdotes et tes histoires

Au Dr Laurent BLASCO : pour tes dissections du nerf supra scapulaire

Au Dr Marie CASTOLDI : de t'être toujours battue pour nous. Tu feras une excellente CCA.

Au Dr Romain CECCARELLI : pour ton optimisme et ta joie de vivre

Au Dr Yann SABAH : pour avoir réussi à implanter du rachis en périphérie

Au Dr Hugo BARRET : pour tes convocations

Au Dr Christophe MUCCIOLI : pour ta bonne humeur malgré les circonstances

Aux Dr Vivien LAYET et Dr Nicolas CIAIS : qui nous ont aidé dans les prises en charge des patients les plus compliqués

A mes Co-internes d'orthopédie :

Yann : mon compagnon de rachis depuis le 1^{er} semestre, **Caroline** : ma future 1^{ère} Co-Chef, **Tristan** : le foot surgeon, **Karim** : tu es bien plus que la tête du rat, **Bastien** : mon partenaire de belote, **Greg** : le spartiate, **Sami** : et tes McDo de 16h, **Gaya** : le « berbère », **Thomas** : le petit frère, **Emilien** : que l'on regrette, **Laure** : et tous tes symposiums, **Corentin** : le discret, **Alessander** : le chirurgien oncologue, **Nicolas** : le tchèque, **Paul-Emile** : la relève, **Pablo** : le rêveur, **Brieuc** : notre représentant, **Lucas** : le séducteur, **Marie-Charlotte** :

pour ce semestre avec l'équipe H&G, **Yannick** : et tes histoires, **Chloé** : je regrette que l'on passe nos thèses le même jour et que je ne puisse pas y assister. Je te souhaite bon courage. **Pauline** : pour nos délires et félicitations pour ta thèse.

Aux autres équipes :

Aux anesthésistes :

A tou(te)s les infirmier(e)s, aides soignant(e)s, ASH, du bloc opératoire, des consultations et services de traumatologie (« Grinda ») et d'ortho :

A toutes les secrétaires des consultations, mais aussi aux secrétaires scientifiques :

A tous les Manip du Bloc :

Merci de nous aider quotidiennement et de dépasser vos fonctions à chaque fois.

Vous êtes formidables.

A mes Amis

A Adil : tu es devenu bien plus qu'un co-interne. Au cours de ses 5 dernières années, tu as toujours été présent, et surtout dans les mauvais moments. Tu es un ami formidable sur qui on peut compter, mais également un interne et futur chirurgien exemplaire. Bien que l'on soit séparé pour ce début d'assistantat, je sais que l'on retravaillera ensemble.

A Anghjulina et Arnaud : Les Cocos ! Vous êtes de véritables amis que tout le monde rêverait d'avoir. Merci d'avoir été là pour moi, et pas qu'une fois... Un gros bisous à Marc-Antoine.

A Bruno, Francescu, Jean-Chri, Laurent, Jean-Phi, Nico, Romain, Jean-Jé, Alex : Comment résumer toutes ses années et toutes ses anecdotes passées ensemble. Pour certains, on se connaît depuis le collège, pour d'autres, un peu plus tard. Merci d'être là pour cet accomplissement malgré les situations sanitaires actuelles mais également chaque fois que je rentre à la maison. Même si la distance nous sépare et que je ne vous appelle pas autant que ce que je voudrais, je pense souvent à vous.

A tout ceux que je n'ai pas cité : mes amis du Collège, du Lycée et de la Fac, ceux du Foot, du Village...

A ma Famille

A mes parents : Vous avez toujours été là pour moi quoiqu'il arrive. Je vous suis reconnaissant de l'éducation et des principes que vous m'avez inculqués. Vous avez fait de moi l'homme que je suis. Même si on n'arrive pas trop à se dire les choses, vous savez que je n'en pense pas moins.

A ma mère : Je voudrai plus particulièrement te remercier de m'avoir aidé pour la confection de cette thèse. Je ne suis pas sûr que j'y serai arrivé sans toi

A ma sœur Lauren : Je sais que je peux compter sur toi pour n'importe quelle situation, et tu sais que la réciproque est vraie. Tu seras toujours ma petite sœur à protéger. Merci d'avoir bravé tes peurs pour venir jusqu'ici.

A ma marraine Marie-Claude et mon oncle Tony : merci de vous soucier constamment de mon bien être et de continuer à le faire encore maintenant. Je suis content que vous ayez pu venir assister à cette soutenance.

A mon cousin Yves, sa compagne Anaël et mon filleul Marcu Andria : Nous avons grandi ensemble. Nous sommes bien plus que des cousins. Merci de m'avoir offert, avec Anaël, la chance d'être le parrain d'une chjocca. Je vous embrasse fort tous les trois.

A mes tantes Fifine et Patricia : Vous êtes un soutien pour nous. Merci de votre gentillesse et de vos attentions.

A mes grands-mères : Je sais que, même si vous n'avez pas pu venir pour la soutenance, vos pensées sont avec moi. Je pense à vous également. Il me tarde de vous revoir.

A mes arrière-grands-mères Mamou et Caccara, à mes grands-pères : J'espère que de là où vous êtes, vous êtes fiers de mon parcours. Je ne vous oublie pas.

Table des matières

Histoire de la Prothèse Totale du Genou.....	2
I. Introduction.....	3
II. Mythologie	3
III. Premiers modèles prothétiques	4
A. Prothèses d'interposition et de resurfaçage.....	4
B. Prothèses Charnières.....	6
IV. Histoire Moderne de la PTG	9
A. Prothèse Polycentric®.....	9
B. Prothèse Geometric® ^{16,17}	10
C. Prothèse Freeman-Swanson®.....	11
D. Prothèse Duocondylar® ^{19,20}	11
E. Prothèse Total Condylar® (TCP®) ²¹	12
F. Prothèse Duopatellar® ²²	13
V. 2 grands courants : prothèses PS (Postéro-Stabilisées) et CR (Cruciate Retaining)	14
A. Fonction anatomique des Ligaments Croisés.....	14
B. Arguments pour ou contre la conservation du LCP.....	16
C. PS Versus CR.....	17
VI. Conception actuelle de la PTG.....	22
A. Prothèses à glissement.....	22
B. Prothèses Contraintes.....	30
VII. Caractéristiques prothétiques	34
A. Interchangeabilité des tailles.....	34
B. Conception et Fixation du composant tibial.....	35
C. Augments, Cales et Tiges modulaires.....	36
D. Implant rotulien.....	38
E. Prothèses Personnalisées.....	43
F. Innovations.....	43
Bibliographie	44
PTG Bilatérales en une session opératoire Vs PTG Unilatérales : analyse comparative.....	53
1. Introduction.....	53
2. Matériels et Méthodes.....	54
2.1 Patients.....	54
2.2 Procédure opératoire.....	56
2.3 Critères d'évaluation.....	58
2.4. Méthodes Statistiques.....	59
3. Résultats.....	60
4. Discussion.....	64
5. Conclusion	67
Bibliographie	68
Serment d'Hippocrate	72
Résumé.....	73

1ère Partie :
Histoire de la Prothèse Totale du Genou

Histoire de la Prothèse Totale du Genou

I. Introduction

Il y a environ 50 ans débute l'Histoire Moderne de l'arthroplastie totale de genou. Connaître l'évolution des prothèses n'a pas qu'un seul intérêt historique. Elle permet de s'apercevoir que les modes ont tendance à se répéter au cours du temps. Un concept qui apparaissait désuet un temps, pouvait devenir révolutionnaire dans un autre...

Ces résurrections de concepts sont souvent alimentées par les promesses de sociétés fabricantes, essayant d'améliorer les modèles en éliminant théoriquement les défauts observés des anciennes générations d'implants.

Toutefois, la prolifération de nouveaux matériaux, tel que la céramique ou le polyéthylène réticulé mais également la modification des dessins prothétiques (plateau fixe ou mobile, plateau asymétrique, fixation cimentée ou non, ...) laissent beaucoup de questions sans réponse.

Pour continuer à améliorer l'arthroplastie de genou, il est important de s'appuyer sur des résultats scientifiques solides et documentés mais également d'examiner ce qui n'a pas fonctionné dans le passé...

II. Mythologie

Mais commençons par le commencement avec une petite note mythologique :

Tantale, roi de Phrygie, bien que mortel est l'ami des Dieux. Mais il trahit cette amitié. Pour tester les Dieux, il les convie à un banquet et leur sert en ragout les membres de son propre fils : Pélops.

Ces derniers cependant ne sont pas dupes. Ils repèrent la viande humaine sauf Déméter qui avale une épaule.

Zeus ordonne à Hermès de ramener l'enfant des Enfers et de remplacer son épaule par une articulation d'ivoire...

Ovide, Métamorphoses, livre VI, vers 410-415 avant J-C



Le festin donné aux dieux par Tantale / Hugues Taraval, 1767

III. Premiers modèles prothétiques

A. Prothèses d'interposition et de resurfaçage

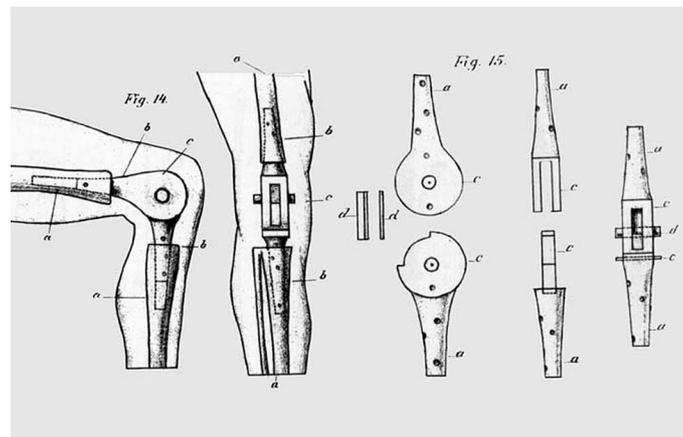
L'Histoire des prothèses du genou commence avec les interpositions articulaires.

Dans les années 1860, Verneuil A¹, chirurgien français, suggère l'interposition de tissus mous pour reconstruire la surface articulaire. Parmi les matériaux utilisés : vessie de porc, nylon, cellophane... Beaucoup de tentatives et que des échecs avec des infections catastrophiques. A la même époque, Ferguson W², chirurgien écossais, réalise une résection articulaire pour traiter l'arthrite tuberculeuse du genou. Cependant, si elle est trop importante, elle entraîne une instabilité ; si elle est minime, elle aboutit à une fusion articulaire spontanée.



La résection articulaire crée une articulation mobile mais généralement instable

Glück, chirurgien d'origine moldave, est le premier à véritablement tenter une interposition prothétique. En 1890, à Berlin, il implante une prothèse intercondylienne en ivoire fixée par du ciment « plâtre - pierre ponce » pour traiter des tumeurs blanches tuberculeuses. Cependant, l'échec à court terme est inéluctable avec la progression de l'infection.



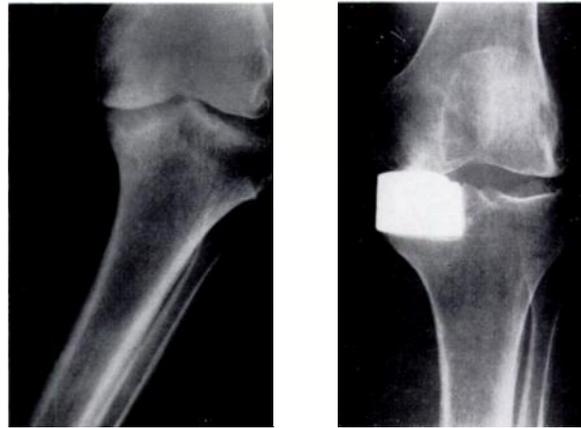
Gluck & al. 1890 - British Medical Journal

Par la suite, de nombreux chirurgiens (Murphy - 1913, Putti - 1920, Albee - 1928...) tentent un resurfaçage par interposition de tissu autologue (fascia lata, bourse pré-patellaire, lambeaux musculaires...).

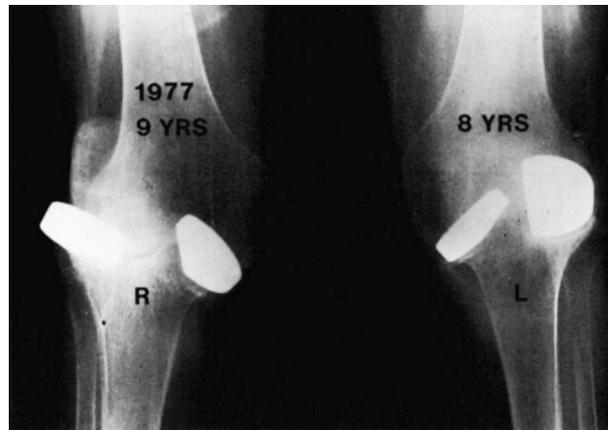
En 1938, Boyle, bientôt suivi en 1940 par Campbell³, effectue les premiers remplacements condyliens par des implants métalliques. Il interpose une prothèse en Vitallium (= alliage Chrome - Cobalt - Molybdène). Les résultats publiés quelques années plus tard (Speed & Trout⁴, 1949 et Miller & Friedman⁵, 1952) ne sont pas très bons et ce type d'arthroplastie du genou n'a jamais été largement reconnu.

En 1958, MacIntosh^{6,7} décrit une hémiarthroplastie : il propose des plateaux tibiaux unicompartimentaux en acrylique frottant directement sur le condyle fémoral, pour corriger les déformations frontales, rétablir la stabilité et soulager la douleur.

McKeever⁸⁻¹⁰ en propose une version métallique. Son modèle présente beaucoup plus de succès et est largement utilisé, en particulier chez les patients atteints de polyarthrite rhumatoïde. Mais très vite, les résultats sont décevants et ces hémiarthroplasties sont rapidement abandonnées.



MacIntosh & al. 1958 – JBJS



Les résultats sont décevants à long terme avec notamment des dislocations

B. Prothèses Charnières

Parallèlement aux modèles d'interposition et de resurfaçage, s'est produit une deuxième ligne de développement dans l'arthroplastie du genou.

En 1951, Walldius¹¹ puis Shiers¹² mettent au point les premières prothèses de genou à charnière d'abord en acrylique puis métalliques, bientôt suivi en France par Merle d'Aubigné.

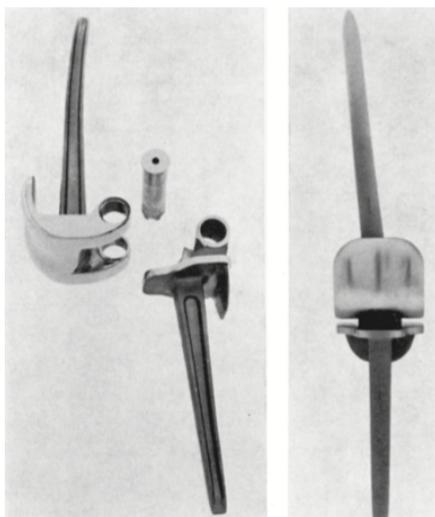
Ces prothèses ont un attrait considérable . En effet, elles sont techniquement faciles à utiliser car leurs tiges intramédullaires permettent à la prothèse de s'auto-aligner . De plus, les ligaments et autres contraintes des tissus mous peuvent être sacrifiées car la prothèse s'auto-stabilise. L'étendue des dommages au genou est donc sans conséquence, et même les déformations les plus extrêmes peuvent être corrigées en sectionnant les tissus mous et en réséquant suffisamment d'os.



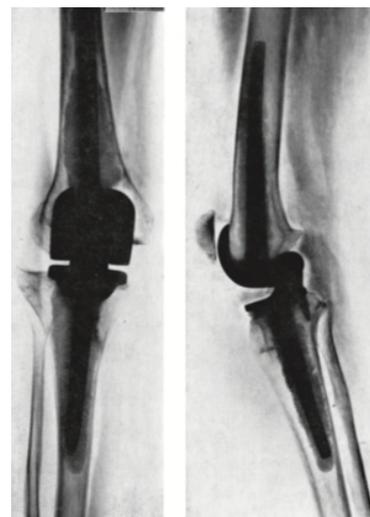
La Prothèse Shiers® est une simple charnière métallique uniaxiale

Les premiers modèles à charnière articulée n'étaient pas cimentés bien que des développements ultérieurs tels que la Guepar® ont été conçus dès le départ pour être utilisés avec du ciment au méthylméthacrylate.

Le groupe Guepar conçoit en 1967 la Guepar I®, puis en 1977 la Guepar II®.



*Prothèse Guepar® : (1) démontée , de profil
(2) de face*

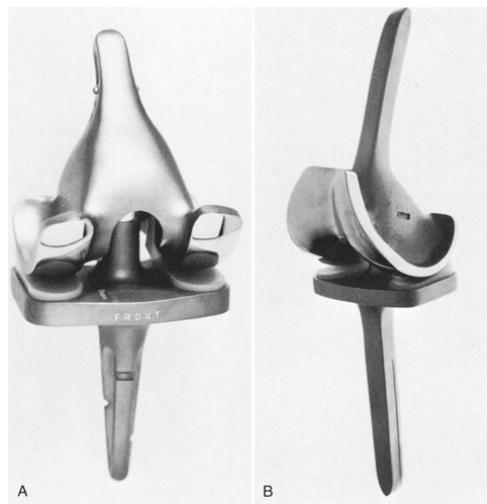


*Radiographie Prothèse Guepar® : (1) de face
(2) de profil*

En raison des limites inhérentes à une charnière simple, dont une amplitude articulaire limitée et une transmission des contraintes trop importante à l'interface prothèse-ciment, ces premières prothèses ont été supplantées par des dispositifs de charnière rotative qui contraignent la prothèse dans les plans coronal et sagittal, mais permettent une rotation dans le plan axial.

Les premières conceptions comprenaient la prothèse Spherocentric®.

Les modèles actuels sont la RHK® (Rotating Hinge Knee®) de Zimmer ou encore la SROM-Noiles® de DePuy.



Prothèse Spherocentric®

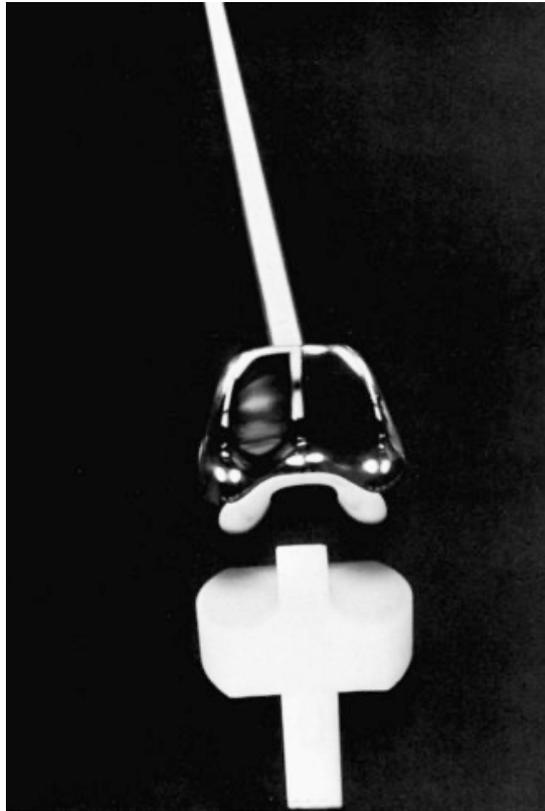
A. Version standard B. Variante à tige longue

Dans les cas où une contrainte maximale n'est pas requise, des modèles non liés mais contraints ont été largement utilisés pour les révisions ou dans le cadre de grandes déformations. Les modèles historiques comprennent la Total Condylar Prosthesis III® (TCP III®)¹³ et la Constrained Condylar Knee® (CCK®)¹⁴.

Leurs homologues modernes incluent la PFC Sigma TC3® de DePuy et la Legacy Constrained Condylar Knee® (LCCK®) de Zimmer.

La principale caractéristique de ces modèles est un mécanisme à came et à plot, similaire à celui que l'on trouve dans une prothèse postéro-stabilisée (PS), mais plus épais et plus haut. Ainsi ils offrent une résistance non seulement à la translation postérieure, mais également au stress en varus et en valgus.

À l'heure actuelle, l'utilisation de tiges cimentées ou non cimentées est basée sur la préférence du chirurgien.



Prothèse TCP III[®] contrainte mais non liée

IV. Histoire Moderne de la PTG

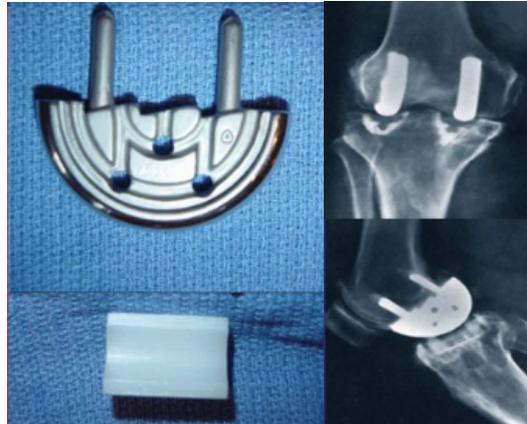
A. Prothèse Polycentric[®]

L'ère moderne de la prothèse totale de genou s'ouvre avec Gunston¹⁵ en 1971.

Travaillant dans le même institut que Charnley, il est le premier à proposer une prothèse à glissement constituée de deux implants condyliens métalliques hémisphériques en forme de patins positionnés en face de deux rails tibiaux en polyéthylène.

Il s'agissait de la prothèse Polycentric[®] dont les composants étaient fixés à l'os par du ciment chirurgical acrylique. Les résultats à court terme furent excellents mais le taux de descellement à moyen terme était très important du fait de la configuration de la prothèse. En effet, le condyle fémoral était remplacé par un implant étroit, de courbure hémisphérique, très éloigné de la

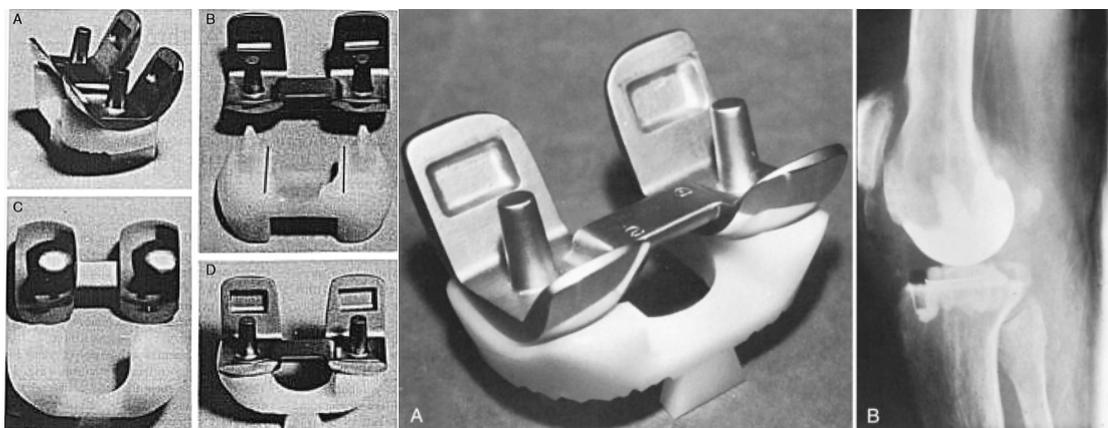
géométrie naturelle du condyle fémoral. De plus, à cette époque, peu d'attention était portée à la nécessité de restaurer un alignement et une balance ligamentaire corrects du genou et de remplacer la rotule dans les cas d'arthrose fémoro-patellaire.



Prothèse Polycentric® / Gunston & al. 1976 – CORR

B. Prothèse Geometric®^{16,17}

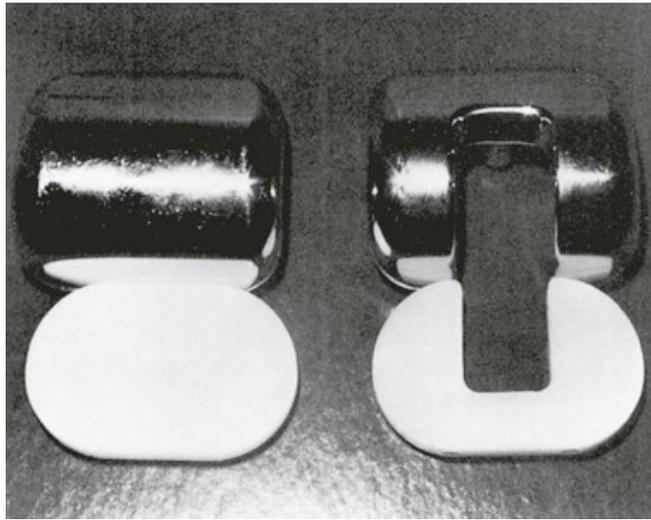
Au début des années 1970, Coventry avec l'équipe de la Mayo Clinic propose la prothèse Geometric®, dont les 2 composants condyliens hémisphériques étaient solidarisés entre eux par une tige métallique transversale permettant ainsi d'aligner simultanément et non indépendamment, les 2 condyles fémoraux. Le composant prothétique tibial était formé de 2 patins en PE solidarisés par un pont antérieur qui permettait de conserver les 2 ligaments croisés.



Prothèse Geometric® (Coventry & al. 1972 – CORR)

C. Prothèse Freeman-Swanson®

En 1973, Freeman¹⁸ propose une prothèse dont le composant fémoral métallique était monobloc et le composant tibial en polyéthylène, était mis en place après sacrifice des 2 ligaments croisés. Dans ce modèle, la rotule n'était pas remplacée. Le dessin de la prothèse a abouti à un taux élevé de subluxations fémoro-patellaires et de subluxations frontales fémoro-tibiales.

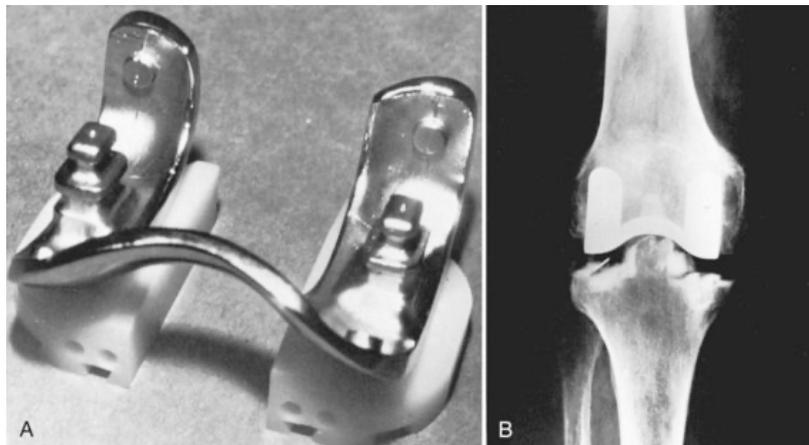


Prothèse Freeman-Swanson®

D. Prothèse Duocondylar®^{19,20}

La prothèse Duocondylar® est de conception anatomique et conserve les deux ligaments croisés lorsqu'ils sont présents, mais ne prévoit pas de resurfaçage de l'articulation fémoro-patellaire.

L'affaissement et le descellement des composants tibiaux ont été des complications majeures.



Prothèse Duocondylar®

E. Prothèse Total Condylar® (TCP®)²¹

En 1973, Insall et Walker mettent au point la prothèse Total Condylar® (TCP®), innovatrice et inspiratrice des prothèses à glissement actuelles. C'est la première prothèse à introduire le concept de remplacement prothétique rotulien avec un composant fémoral qui présentait une trochlée guidant la rotule prothésée. Cette prothèse nécessitait de sacrifier les 2 ligaments croisés.

Les principales caractéristiques de cette prothèse :

- Composant fémoral :

Fabriqué en alliage de chrome-cobalt, il est formé d'une barre antérieure qui se sépare postérieurement en deux condyles symétriques de courbure convexe

- Composant tibial :

Il est constitué d'une seule pièce en polyéthylène haute densité, avec deux plateaux tibiaux biconcaves séparés, qui s'articulent avec précision avec les condyles fémoraux en extension, ne permettant ainsi aucune rotation dans cette position. En flexion, l'ajustement n'est plus exact et des mouvements de rotation et de glissement sont possibles.

Les plateaux tibiaux symétriques sont séparés par une éminence intercondylienne conçue pour empêcher la translocation ou les mouvements de glissement latéral.

La surface inférieure du composant était constituée d'une tige centrale de 35 mm de longueur et 12,5 mm de largeur. Le rebord antérieur de la tige est vertical mais le rebord postérieur est oblique, afin d'épouser la forme postérieure du tibia proximal.

- Composant rotulien :

Fabriqué en polyéthylène haute densité, le composant rotulien, en forme de dôme sur sa surface articulaire, se conforme étroitement à la trochlée fémorale.

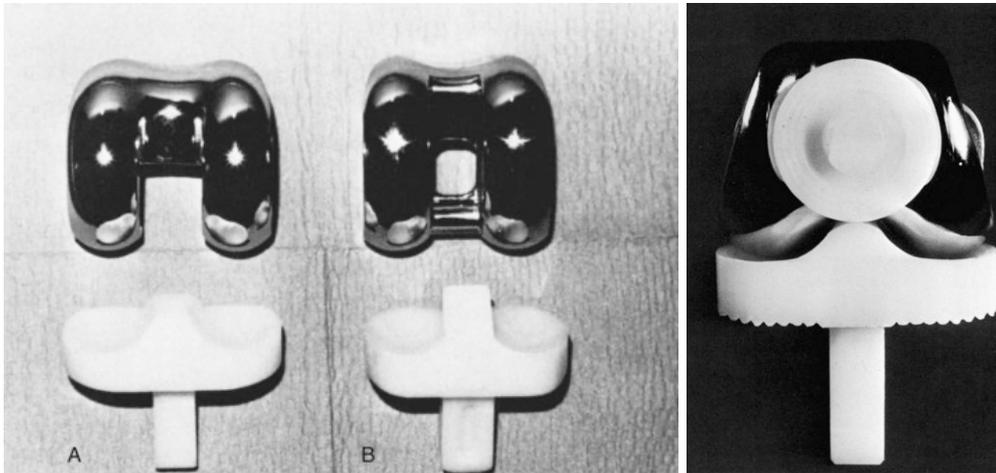
La surface osseuse de la prothèse avait un plot de fixation centrale rectangulaire.

Insall, ainsi que Freeman, ont été les premiers à souligner l'importance du rétablissement de la tension physiologique des ligaments latéraux (la balance ligamentaire) et du valgus physiologique du genou.

En 1978, Insall modifie la prothèse Total Condylar®. Il incorpore une came sur le composant fémoral et opte pour un plateau tibial muni d'un plot central empêchant la subluxation postérieure du composant tibial. Ce mécanisme a pour but de substituer la fonction du LCP et

produire un recul fémoral pendant la flexion. Cette prothèse « postéro stabilisée » a l'avantage d'améliorer la mobilité en flexion par rapport au modèle original.

Le concept de postéro-stabilisation est posé.



(A) Prothèse Total Condylar[®] (TCP[®])

(B) Prothèse Total Condylar[®] (TCP[®]) postéro stabilisée

F. Prothèse Duopatellar[®]²²

En revanche, la prothèse Duopatellar[®] a été conçue d'un point de vue anatomique pour remplacer le modèle Duocondylar[®]. Elle était destinée à préserver les ligaments croisés existants, en particulier le LCP.

La barre de connexion antérieure du composant fémoral de la prothèse Duocondylar[®] a été prolongée. La version initiale du modèle Duopatellar[®] avait deux plateaux tibiaux distincts identiques à la conception Duocondylar[®] : plats dans le plan sagittal, mais avec une courbure médiane dans le plan coronal pour empêcher la translocation. La surface profonde permettait d'accueillir du ciment chirurgical. Plus tard, les deux composants tibiaux ont été joints et un plot de fixation centrale similaire à celle de Prothèse Total Condylar[®] (TCP[®]) a été ajouté. Un guide de coupe pour préserver le LCP était fourni. Le composant rotulien de la prothèse Duopatellar[®] était identique à celui de la TCP[®].

Les prothèses TCP PS[®] et Duopatellar[®] ont été conçues pour la résection et la conservation du LCP respectivement^{23,24}.

Depuis lors, de vifs débats sont apparus dans la communauté orthopédique sur les avantages ou non d'une conservation du LCP.

Ainsi le développement de prothèses totales du genou s'est produit le long de deux voies d'évolution distinctes basées sur ces différents principes.

V. 2 grands courants : prothèses PS (Postéro-Stabilisées) et CR (Cruciate Retaining)

A. Fonction anatomique des Ligaments Croisés

L'une des fonctions des ligaments croisés est d'assurer la stabilité antéropostérieure du genou ainsi que d'imposer certains mouvements entre surfaces articulaires fémorales et tibiales.

Le ligament croisé antérieur (LCA) est souvent absent dans les genoux arthrosiques et a été considéré sans grande conséquence dans les PTG.

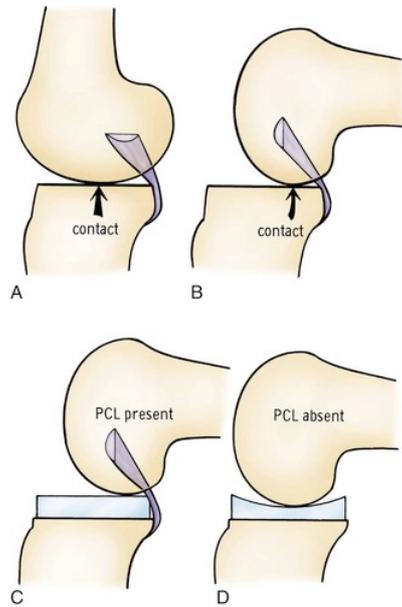
Bien que le ligament croisé postérieur (LCP) soit souvent atteint dans les genoux arthrosiques, il est généralement présent. Le LCP fait glisser les condyles fémoraux et les fait reculer sur le plateau tibial lorsque le genou est fléchi²⁵.

Dans un genou normal, la forme du plateau ne restreint pas ce mouvement et la souplesse des attaches méniscales permet aux ménisques de se déplacer en arrière avec le fémur. Ce recul fémoral est crucial dans la conception prothétique :

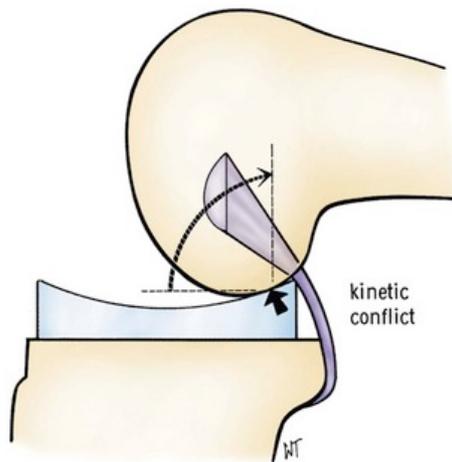
- Si le LCP est réséqué, un composant de polyéthylène tibial concave peut être utilisé pour fournir un certain degré de stabilité antérieure et postérieure. Cependant, sans la fonction du LCP, aucun recul fémoral ne se produira, ce qui limite théoriquement la flexion maximale qui peut être obtenue.
- Si le LCP est conservé, la surface tibiale doit être plate voire même inclinée vers l'arrière. Si un composant concave est utilisé dans ces circonstances, un conflit postérieur se produira.

La substitution du LCP par un mécanisme « postéro stabilisé » à came et à plot recrée non seulement le recul fémoral, mais permet également d'utiliser une articulation conforme sans risque de collision postérieure.

Ces principes ont été repris dans la conception des prothèses totales du genou.



- A.B.** en flexion, il existe un recul des condyles fémoraux sur le plateau tibial par le LCP sur genou normal
- C.** En raison du recul imposé par le LCP, la surface tibiale prothétique doit être plane pour permettre ce mouvement.
- D.** Lorsque le LCP est absent, un PE concave est utilisé.



Un conflit cinématique postérieur se produit en flexion si les concepts ne concordent pas.
Ici, le LCP est préservé avec l'utilisation d'un composant tibial concave.

B. Arguments pour ou contre la conservation du LCP

1. Arguments pour la conservation du LCP

a. Amplitudes articulaires

Sans LCP (ou mécanisme de remplacement du LCP), le recul du composant fémoral ne se produit pas. Cela limite théoriquement la flexion maximale pouvant être obtenue. C'était le cas avec la prothèse originale postéro-stabilisée, la TCP®.

b. Instabilité

Le LCP permet d'atteindre un équilibre en flexion et en extension . Son absence peut entraîner une laxité antéropostérieure qui peut dépasser la stabilité conférée par les surfaces articulaires. Une telle laxité peut conduire à une instabilité symptomatique.

c. Descellement

La configuration des surfaces articulaires utilisée dans les prothèses postéro stabilisées, se traduit théoriquement par une augmentation des contraintes à l'interface os-ciment-prothèse, pouvant craindre un descellement précoce. Cependant, comme discuté plus loin, ces préoccupations ne sont pas devenues cliniquement significatives.

2. Arguments contre la conservation du LCP

a. Correction de la déformation

L'ablation des ligaments croisés est un élément important dans la libération des tissus mous des déformations en varus ou en valgus. La correction de ces déformations est donc facilitée par l'excision des ligaments croisés. De plus, la libération de l'échancrure intercondylienne permet une visualisation claire de la capsule postérieure, ce qui facilite la libération et le retrait des ostéophytes postérieures afin de gagner en flexion maximale.

b. Technique simplifiée

La libération des ligaments croisés facilite l'exposition chirurgicale, en particulier dans les genoux serrés, ce qui rend la procédure moins exigeante. Il est également techniquement plus

facile de couper directement à travers le tibia qu'autour de l'insertion du LCP. La technique permet la réalisation de coupes osseuses correctes et un placement précis de la prothèse.

C. PS Versus CR

1. Cinématique

La conservation du LCP permet en théorie la préservation d'une cinématique normale du genou après PTG et en particulier, le recul fémoral normal, qui déplace le point de contact tibio-fémoral vers l'arrière pendant la flexion, augmentant ainsi l'efficacité du quadriceps et l'amplitude des mouvements. Cette fonction est considérée comme majeure dans certaines activités telles que la montée des escaliers.

Le LCP était initialement perçu comme étant plus performant dans cette fonction cinématique que le mécanisme à came et à plot utilisé dans les prothèses postéro-stabilisées.

Cependant, des études fluoroscopiques par Stiehl & al.²⁶ et Dennis & al.²⁷ ont montré que les prothèses CR ne reproduisent pas la cinématique du genou normal. Au lieu de cela, dans de nombreux cas, un roulement paradoxal vers l'avant du fémur se produit avec une translation antérieure de la zone de contact tibio-fémorale. Ce mouvement, qui est l'opposé direct de la cinématique normale du genou, peut résulter d'une tension incorrecte du LCP. Les conséquences néfastes peuvent être une flexion réduite, une efficacité réduite du quadriceps et une usure postérieure du polyéthylène.

De plus, Dennis & al.²⁷ ont démontré que, bien que les prothèses PS ne reproduisent pas complètement la cinématique normale du genou, un recul faible se produit.

Les chirurgiens qui préconisent l'utilisation de prothèses CR ont souligné l'importance d'équilibrer le LCP pour éviter ce mouvement paradoxal^{28,29}.



Radiographie de profil d'une PTG CR non fonctionnelle. Il y a un roulement vers l'avant plutôt qu'un recul avec la flexion de genou.

2. Amplitudes articulaires

Les premières TCP® originelles permettaient une flexion d'environ 90 à 95 degrés. La flexion a été améliorée avec l'avènement des prothèses PS et CR avec une flexion moyenne d'environ 110 à 115 degrés avec les deux types de prothèses^{30,31}.

Avec une technique chirurgicale minutieuse, une flexion fiable de 110 à 115 degrés doit être obtenue avec l'un ou l'autre type de prothèse. Encore une fois, l'importance de la tension du LCP est préconisée pour aider à produire des résultats optimaux avec les prothèses CR.

Cependant, en raison de la difficulté à tendre correctement le LCP, la prothèse PS semble plus facile techniquement et produit des résultats plus cohérents. Les conséquences d'une tension insuffisante du LCP ont été signalées.

La libération arthroscopique d'un LCP serré semble réussir à améliorer la flexion pour certains patients porteurs de prothèses conservant le LCP³².

La NexGen Legacy PS® (Zimmer) (dernière génération de prothèses PS) qui est directement issue de la Insall-Burstein Posterior-Stabilized® (IB PS®) d'origine, et avant elle de la TCP®, comporte une modification de la trochlée pour accueillir la rotule naturelle. Ce changement a nécessité une translation postérieure du mécanisme de came et du plot. En conséquence, la came s'engage dans le plot à environ 70 degrés, puis descend le long du plot, avant de finalement remonter le plot avec une flexion extrême.

D'autres modifications ont été effectuées notamment au niveau des condyles postérieurs pour optimiser la zone de contact en flexion élevée, ainsi qu'au niveau du polyéthylène pour réduire l'impact sur l'appareil extenseur en avant. Ces changements ont abouti à un nouveau type de prothèse à flexion élevée, la NexGen LPS Flex-Fixed® (Zimmer), qui est destinée à être utilisée chez les patients présentant des amplitudes articulaires préopératoires élevées et chez qui une flexion postopératoire élevée est anticipée. Des améliorations de la technique chirurgicale, telles que la résection des ostéophytes postérieurs, permettent de maximiser le mouvement postopératoire. D'autres prothèses PS à flexion élevée (> 130 degrés) ont vu le jour notamment les prothèses Genesis II-HF® (Smith & Nephew), PFC Sigma® PS (DePuy) et Vanguard® PS (Biomet), mais également des prothèses CR, comme la NexGen CR Flex-Fixed® (Zimmer).

3. Proprioception

Les deux ligaments croisés contiennent des mécanorécepteurs, et par conséquent, les partisans de la conservation du LCP déclarent que la préservation du ligament conduirait à une proprioception supérieure après PTG.

Cependant, la littérature actuelle n'a pas démontré un avantage clair :

- Simmons & al.³³ n'ont pu identifier aucun avantage concernant la proprioception chez les patients qui avaient une prothèse CR par rapport à ceux avec une prothèse PS.
- Warren & al.³⁴ ont noté des résultats légèrement différents. Après PTG, tous les patients ont présenté une amélioration de la proprioception indépendamment du fait qu'une prothèse CR ou PS ait été utilisée. Cependant, l'amélioration était plus importante chez les patients porteurs d'une prothèse CR.

On a supposé que l'amélioration de la proprioception dans les deux groupes était causée par l'élimination de la douleur, la restauration de la congruence articulaire et la re-tension des ligaments collatéraux et des tissus mous.

- Kleinbart & al.³⁵ ont observé des atteintes dégénératives significatives du LCP chez des patients souffrant d'arthrose par rapport au LCP de témoins au même âge.

Par conséquent, un LCP qui est conservée chez un patient avec une prothèse CR est probablement anormal et ne doit pas fonctionner normalement, que ce soit de manière biomécanique ou proprioceptive.

4. Analyse de la marche

Les premières études^{36,37} suggèrent que la mécanique de la marche et de la montée des escaliers, en particulier, est différente chez les patients porteurs de prothèses CR et PS.

Andriacchi & al.^{36,38} ont décrit une inclinaison vers l'avant du tronc avec moins de flexion du genou lors de la montée des escaliers chez les patients porteurs de prothèses PS par rapport aux patients porteurs de prothèses CR.

Cependant, les analyses de la marche dans deux études ont contesté ces résultats.

Bolanos & al.³⁹ n'ont pas pu identifier de différences significatives dans les paramètres de la démarche ou dans l'amplitude des mouvements du genou lors de la marche ou de la montée des escaliers chez les patients porteurs de prothèses CR ou PS.

Wilson & al.⁴⁰ n'ont pas non plus identifié de différences dans ces paramètres lors de la montée des escaliers entre les patients porteurs de prothèses PS et les témoins normaux d'appariement d'âge. Cependant, des différences entre les patients après PTG et ces témoins ont été identifiées pendant la marche et la descente des escaliers.

Ces preuves suggèrent que bien que les schémas de marche après PTG soient différents de ceux des témoins normaux, il n'y a pas d'effet clair du type de prothèse.

5. Correction de la déformation

Les patients présentant d'importantes déformations préopératoires fixes en varus, valgus ou flexion peuvent être traités avec succès grâce à l'utilisation de prothèses CR. Cependant, un équilibrage prudent du LCP est nécessaire pour obtenir une symétrie d'espace en flexion et en extension. Cet équilibrage du LCP peut être difficile et dépend de l'expérience^{28,29,41}.

Laskin & al.⁴² ont rapporté des résultats fonctionnels inférieurs chez des patients présentant des déformations en varus fixes supérieures à 15 degrés chez des patients bénéficiant de modèles CR plutôt que PS. Dans la plupart des cas, l'utilisation d'une prothèse PS est techniquement moins difficile et permet une correction plus fiable de la déformation préopératoire. Le fait de ne pas tendre correctement le LCP peut entraîner une flexion réduite ou une instabilité de flexion^{32,43,44}.

6. Stabilité

d. a. Médio-latérale

Les mécanismes de plot et de came des prothèses PS ne fournissent aucune contrainte dans les directions médio-latérales. Ni la prothèse CR ni la prothèse PS ne sont conçues pour compenser l'instabilité dans ce plan et nécessitent donc des ligaments collatéraux intacts.

e. b. Antéro-postérieure

Un insert en polyéthylène tibial moins concave doit être utilisé dans les prothèses CR en raison du conflit cinématique qui se produit lors du recul fémoral en flexion. Si le LCP est fonctionnellement incompetent ou s'étire, une instabilité postérieure peut se produire parce que l'insert peu concave ou plat ne fait pas grand-chose pour empêcher la translation postérieure du fémur. Le phénomène d'instabilité de flexion symptomatique chez les patients porteurs de prothèses CR à la suite d'un LCP incompetent est désormais plus largement reconnu^{43,44}.

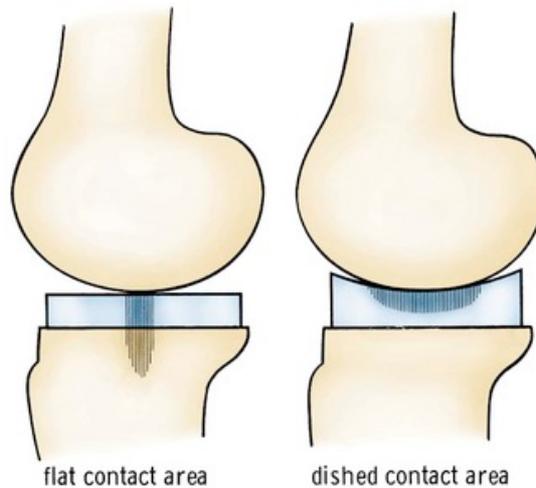
Une instabilité antérieure et postérieure peut également se produire dans les prothèses PS. Chez certains patients présentant une instabilité de flexion significative, le mécanisme de came et de plot peut être dépassé lors de flexion extrême et provoqué une luxation de PTG. En raison des incertitudes liées à l'obtention d'une tension optimale du LCP, les prothèses PS produisent une stabilité antéro-postérieure à long terme plus fiable.

7. Usure du polyéthylène

L'usure du polyéthylène dans les conceptions PS actuelles qui ont des surfaces articulaires congruentes n'est pas un problème clinique majeur chez les patients plus âgés et moins actifs^{45,46}.

En revanche, les contraintes de contact plus élevées rencontrées dans les prothèses CR qui ont des surfaces articulaires « plates », ont conduit à une usure rapide du polyéthylène documentée à partir de la fin des années 1980⁴⁷⁻⁵⁰. Un défaut d'équilibrage du LCP peut également entraîner une usure postéro-médiale sévère du polyéthylène.

Sur la base de ces résultats, les surfaces plus congruentes des implants PS semblent mieux adaptées pour optimiser l'usure à long terme .



*Un composant concave permet une plus grande conformité, d'où une plus grande surface de contact.
Une plus petite surface de contact avec un composant tibial plat augmente la contrainte sur le polyéthylène.*

8. Descellement

L'augmentation de la transmission des contraintes, liée aux surfaces articulaires congruentes des prothèses PS ont été initialement considérées comme défavorable à la fixation à long terme de ces dernières.

Néanmoins les études de suivi à long terme, n'ont pas réussi à montrer que les prothèses PS présentent un risque accru de descellement aseptique par rapport aux prothèses CR.

VI. Conception actuelle de la PTG

A. Prothèses à glissement

Les prothèses de ces 15 dernières années, ont de nombreux aspects de conception en commun.

La TCP[®] a été la prothèse précurseuse d'un grand nombre de prothèses.

En effet, la prothèse Press-Fit Condylar[®] PS (PFC[®]) puis sa successeuse la prothèse PFC Sigma[®] PS ont été développées à partir de la TCP[®], tout comme l'Optetrak[®] PS (Exactech) et la prothèse Advance[®] PS (SMO).

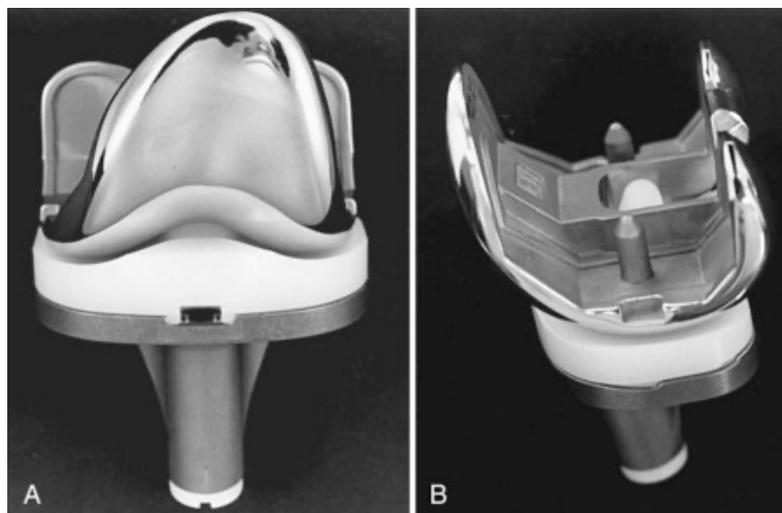
La NexGen Legacy PS[®] (LPS[®]) de Zimmer, descend de la prothèse Insall-Burstein Postéro-Stabilisée[®] (IB PS[®]) , elle-même développée à partir de la TCP[®].

La prothèse Duopatellar[®] conservant le LCP, quant à elle, a évolué en prothèses Kinematic I[®] et II[®] et PFC[®] CR.



La prothèse Insall-Burstein II[®] postéro-stabilisée.

A. Vue de face. B. Vue latérale.



La prothèse NexGen Legacy PS[®] (LPS[®]) (Zimmer)

A. Vue de face. B. Vue oblique.

1. PTG à flexion élevée

Les prothèses à glissement traditionnelles, à la fois dans les variantes PS ou à conservation du LCP (CR), ont eu d'excellents résultats cliniques. Cependant, malgré l'amélioration de la douleur et des résultats fonctionnels, le désir accru des patients (en particulier dans certaines populations asiatiques) de poursuivre des activités associées à des degrés de flexion du genou plus élevés, a conduit au développement de prothèses du genou dites à flexion élevée, dépassant les 130°.

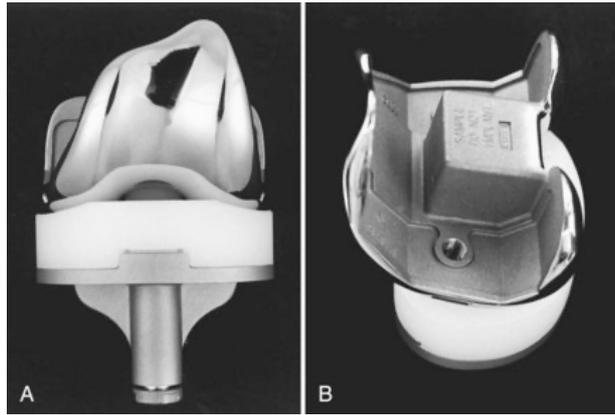
Les différents éléments de conception permettant d'aboutir à ces prothèses à flexion élevée sont⁵¹⁻⁵⁴ :

- une géométrie condylienne postérieure améliorée afin d'optimiser les zones de contact en flexion élevée, réduisant ainsi le risque d'usure du polyéthylène
- une modification de la face antérieure de l'insert tibial en polyéthylène pour réduire le risque de conflit avec l'appareil extenseur en flexion élevée
- et l'optimisation du mécanisme came-plot des variantes PS pour réduire le risque de luxation en flexion élevée

Voici quelques exemples de ces prothèses à flexion élevée : NexGen Flex-Fixed[®] CR et PS (Zimmer), la PFC (Press-Fit Condylar) Sigma CR150 High Flex Knee[®] (DePuy), la Genesis II-HF[®] (Smith & Nephew) ou encore la Vanguard[®] PS (Biomet).



La prothèse NexGen LPS Flex Knee[®] (Zimmer) a été optimisée pour une flexion plus importante



La prothèse PFC Sigma[®] (DePuy)

A. Vue de face. B. Vue oblique.

Les études sur les PTG à flexion élevée n'ont pas permis de confirmer les avantages théoriques de ces prothèses par rapport aux PTG traditionnelles.

Certaines montrent une augmentation de flexion mais des scores fonctionnels à court et moyen terme identiques, d'autres ne montrent aucune différence (que ce soit les degrés de mobilités ou les résultats cliniques).

Cependant, il est possible que les améliorations théoriques de la zone de contact entre les condyles postérieurs et l'insert lors d'une flexion élevée puissent entraîner une usure plus faible et des taux réduits de descellement aseptique et d'ostéolyse sur le long terme.

2. PTG optimisée selon le sexe

Plus récemment, un autre modèle de prothèse de genou a vu le jour : il s'agit d'une variante optimisée pour le sexe féminin qui a notamment une largeur médiolatérale plus étroite comme la Gender Solutions NexGen LPS/CR High Flex Knee[®] (Zimmer).

3. Fixation sans ciment

Au cours des années 1980, une variété de prothèses de genou conçues pour une utilisation sans ciment a été développée. Cela est dû aux préoccupations concernant la durabilité à long terme de la fixation du ciment.

L'augmentation théorique du stress transféré à l'interface prothèse-os dans les conceptions PS a fait que toutes ces prothèses à fixation sans ciment, ont été conçues à conservation du LCP.

La première conception, développée par David Hungerford, était la prothèse de genou Porous Coated Anatomic® (PCA®). Les composants étaient revêtus de plusieurs couches de billes métalliques permettant la colonisation osseuse et la fixation directe de l'implant.

Parmi d'autres exemples : la Porous Coated Anatomic II®, la Miller-Galante®⁵⁵⁻⁵⁷, la Miller-Galante II®, la TriconM®^{58,59}, la Genesis®, les prothèses Ortholoc®⁶⁰ ou encore la prothèse Freeman-Samuelson®⁶¹⁻⁶³ (descendante de la prothèse Freeman-Swanson®^{64,65})



A. Porous Coated Anatomic® (PCA®)

B. Miller-Galante®

C. Freeman-Samuelson®

Les études ont montré qu'au long terme, il existait un descellement aseptique plus important dans ce type de prothèses. Cette complication vient s'ajouter à la difficulté de la fixation initiale souvent liée aux matériaux utilisés mais également au design de la prothèse. De ce fait, ces prothèses ont été largement rejetées.

Plus récemment, le développement de nouveaux matériaux, en particulier ceux à base de tantale ou de métal poreux, a suscité un regain d'intérêt dans ce domaine.

De nombreuses prothèses de genou CR et PS actuels offrent désormais des options de fixation non cimentées pour le fémur, le tibia et la rotule qui peuvent être utilisées conjointement avec des composants cimentés.

Ainsi, le rejet initial entre fixation cimentée et non cimentée n'est plus pertinent.

Les chirurgiens peuvent choisir des composants entièrement cimentés, entièrement non cimentés ou hybrides avec des systèmes CR ou PS.

Cependant, à l'heure actuelle, les résultats à long terme de cette nouvelle génération d'implants non cimentés et hybrides ne sont pas encore disponibles.

4. Plateau mobile

Les prothèses de genou conventionnelles à plateau fixe se sont révélées cliniquement efficaces, avec de bons résultats au long terme (10 à 15 ans)^{45,66,67}. Cependant, à quelques exceptions près, ces résultats ont été obtenus dans des populations de patients plus âgés et moins actifs^{68,69}. Des inquiétudes existent concernant la durabilité à long terme des prothèses de genou à plateau fixe actuelles chez les patients plus jeunes et plus actifs, en particulier en ce qui concerne les problèmes liés à l'usure du polyéthylène et à l'ostéolyse.

L'usure du polyéthylène peut être réduite :

- Soit en améliorant le matériau lui-même : par exemple, par réticulation
- Soit en diminuant les contraintes de contact au niveau des surfaces articulaires

La réduction des contraintes de contact pourrait être obtenue en augmentant la conformité entre le composant fémoral et l'insert en polyéthylène.

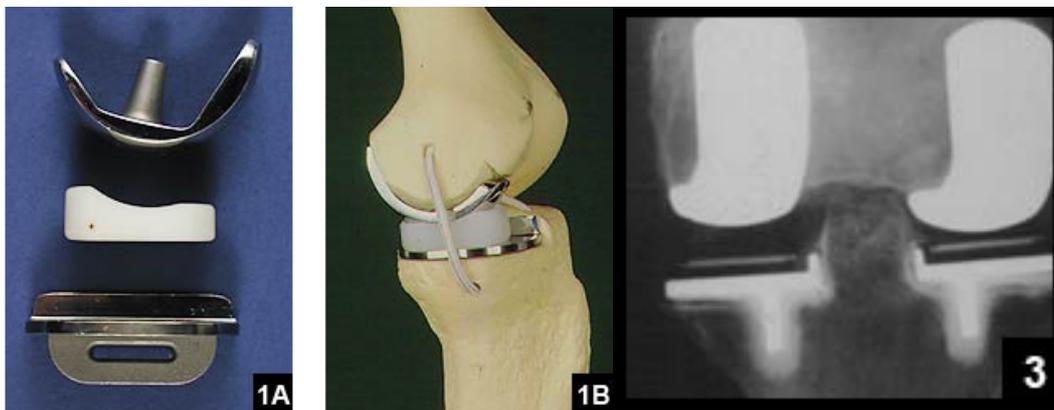
Cependant, en raison du compromis inhérent entre conformité et liberté de mouvement qui existe dans les prothèses à plateau fixe, des améliorations significatives ne sont pas réalisables.

Les prothèses à plateau mobile constituent une solution théoriquement attrayante à ce problème⁷⁰.

Un plateau mobile élimine la relation entre la conformité articulaire et la liberté de rotation qui existe dans les prothèses à plateau fixe. En effet, la rotation se produit à l'interface entre la base tibiale et la surface inférieure de l'insert en polyéthylène, et la conformité articulaire résulte de la forme du composant fémoral et de la surface supérieure de l'insert en polyéthylène. La conformité articulaire peut être maximisée dans une prothèse à plateau mobile, réduisant ainsi les contraintes de contact et donc l'usure sur la surface supérieure du polyéthylène tout en conservant la liberté de rotation.

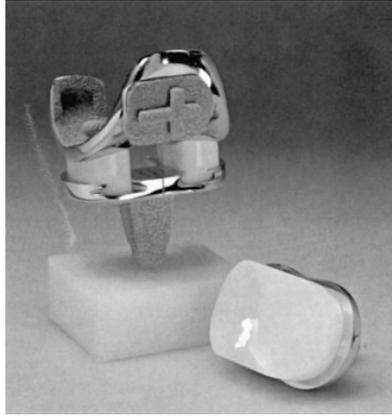
En 1976, Goodfellow et O'Connor⁷¹ ont développé une prothèse bicompartimentale Oxford Knee[®] qui tentait de résoudre le problème potentiel de l'usure du polyéthylène, en reproduisant le jeu méniscal au cours des mouvements de flexion-extension et rotation du genou. Pour cela, un composant tibial en polyéthylène était entièrement congruent avec le composant fémoral mais libre de se déplacer sur un plateau de base tibial métallique. Ce concept espérait diminuer les contraintes de surfaces et donc les usures du polyéthylène.

Les concepteurs de la prothèse Oxford Knee[®] recommandent à présent que cette prothèse soit utilisée uniquement comme une prothèse unicompartmentale lorsque le LCA et le LCP sont présents et peuvent être préservés. Un LCA absent est maintenant considéré comme une contre-indication à la prothèse Oxford Knee[®] (Biomet).



Prothèse Oxford Knee[®]

En 1979, Buechel et Pappas⁷²⁻⁷⁴ ont également développé ce type de prothèses connues sous le nom de New Jersey Low-Contact Stress[®] (LCS[®])⁷⁵ (DePuy). Ces prothèses possèdent un composant fémoral similaire à la TCP[®] qui a été conçu pour être couplé avec un composant tibial à plateau mobile qui ressemble à la prothèse Oxford Knee[®]. Elle comporte également un composant rotulien en métal de conception anatomique avec une surface articulaire en polyéthylène.



Low-Contact Stress[®] (LCS[®]) (DePuy)

En Europe, un grand nombre d'autres prothèses à plateau mobile ont été largement utilisées depuis plus d'une décennie.

Aux États-Unis, la prothèse LCS[®] était la seule prothèse à plateau mobile disponible jusqu'à la fusion de DePuy et Johnson & Johnson. Cette fusion a permis le développement de variantes à plateau mobile des prothèses PFC Sigma[®] CR et PS, ainsi que des variantes à flexion élevée.

À l'exception de ces exemples notables, la complexité d'obtenir l'approbation de la Food and Drug Administration (FDA) des États-Unis pour de nouvelles prothèses, a restreint l'introduction généralisée d'autres prothèses à plateau mobile. Cependant, Zimmer a récemment introduit une version à plateau mobile de la NexGen LPS[®], ainsi qu'une variante à haute flexion, sur le marché américain.

Les différences importantes par rapport aux prothèses à plateau mobile LCS[®] et Sigma[®] sont :

- un plot plus antérieur,
- une butée de rotation qui limite la rotation à 20 degrés vers l'intérieur et vers l'extérieur,
- une plus petite zone de contact entre le composant tibial et l'insert en polyéthylène qui permet une rotation de sa surface inférieure.

Un suivi à long terme montrera si ces caractéristiques de conception offrent de meilleurs résultats concernant l'usure du polyéthylène à long terme que les prothèses à plateau fixe contemporaines ou les prothèses à plateau mobile descendantes de la LCS[®].

Bien que les prothèses à plateau mobile présentent des avantages théoriques attrayants par rapport aux prothèses de genou à plateau fixe, elles sont également associées à des complications uniques : le mouvement qui se produit sur les surfaces supérieure et inférieure de l'insert en polyéthylène entraîne l'usure sur les deux surfaces⁷⁶.

Il reste à savoir si les surfaces d'usure des prothèses à plateau mobile entraînent une usure volumétrique totale plus importante que celle des prothèses à plateau fixe.

De plus, il est à craindre que les particules d'usure générées dans les prothèses à plateau mobile soient plus petites que celles générées dans les prothèses à plateau fixe. Ces petites particules peuvent être plus susceptibles d'entraîner une ostéolyse que les particules plus grosses. Cependant, l'analyse in vivo n'a pas réussi à montrer un résultat cohérent⁷⁷.

Certaines études cinématiques in vivo des prothèses à plateau mobile, ont montré que peu de rotation se produit réellement à la surface inférieure du polyéthylène. Dans une analyse récente, près de 50% des prothèses ont montré une rotation axiale de 3 degrés ou moins avec une flexion maximale⁷⁸.

Selon une autre étude, une luxation du système mobile a été reportée⁷⁵.

Selon les études cliniques, il n'existe pas de différence entre prothèses à plateau mobile et à plateau fixe⁷⁹⁻⁸². La survie et les résultats cliniques pour la prothèse LCS dans la deuxième décennie et au-delà sont similaires avec les meilleures modèles de CR et PS à plateau fixe.

Par conséquent, à l'heure actuelle, bien que la prothèse LCS ait fait ses preuves en milieu clinique, après 3 décennies d'expérience, elle n'occupe qu'une petite part du marché en Amérique du Nord.

B. Prothèses Contraintes

1. Prothèses semi contraintes (prothèses contraintes non liées)

Les prothèses contraintes mais non liées sont principalement destinées à être utilisées dans les cas où les contraintes médiales et latérales réalisées par les tissus mous autour du genou ont été compromises^{14,83-85}.

L'original TCP III^{®13,86-89} a évolué vers les prothèses CCK[®], qui à leur tour, sont devenues la prothèse LCKK[®] (Zimmer). Les améliorations apportées à la LCKK[®] comprenaient les mêmes caractéristiques que celles présentes sur les prothèses PS de troisième génération :

- un composant fémoral avec une trochlée anatomique permettant d'accueillir une rotule prothésée,
- un insert en polyéthylène modulaire,
- et un mécanisme de came et de plot optimisé.

De plus, une gamme complète de cales fémorales et tibiales ainsi que d'extensions de tige (décalées ou non) a été ajoutée pour une utilisation optimale dans les cas de révision mais aussi dans les cas primaires complexes. Les composants métalliques LCCCK[®] peuvent être utilisés avec un insert tibial en polyéthylène contraint ou un insert tibial en polyéthylène PS standard. Ainsi, lors d'une arthroplastie difficile du genou, si les composants métalliques LCCCK[®] sont insérés, une décision peropératoire peut être prise concernant le degré de contrainte nécessaire.

Les prothèses contraintes non liées offrent une stabilité postérieure et une stabilité médio-latérale au moyen d'un plot élargi qui s'articule étroitement avec une came fémorale.

À la différence d'une prothèse PS, le mécanisme came-plot augmenté des prothèses contraintes limitent également la rotation. Les avantages théoriques des prothèses contraintes comprennent une stabilité améliorée, mais cela s'accompagne d'un risque accru d'usure du polyéthylène et de descellement en raison d'une plus grande transmission des contraintes à l'interface prothèse-ciment-os.



Prothèse LCCCK[®]

Dans une étude, Donaldson¹³ n'a retrouvé aucun descellement dans 15 cas primaires de TCP III[®] cimentée, suivis pendant plus de 2 ans.

La CCK[®] a d'abord été utilisée principalement pour les cas de révision, mais sur la base de cette bonne expérience avec la TCP III[®] dans les genoux primaires, ces modèles contraints se sont avérés efficaces pour gérer les genoux primaires difficiles avec des déformations principalement en valgus chez des patients à faible demande^{14,83,85}.

Nous avons l'habitude d'utiliser des extensions de tige lors de l'utilisation de prothèses contraintes que ce soit pour des cas primaires difficiles ou de révision, mais de bons résultats avec des implants contraints sans extension de tige dans les cas primaires avec un bon stock

osseux ont également été rapportés à court et moyen terme. Dans une étude portant sur 55 genoux valgus traités avec une prothèse semi contrainte sans extension de tige, il n'y a eu aucun cas de descellement ou de révision avec une moyenne de 44,5 mois⁸³. Bien que les extensions de tiges améliorent potentiellement la fixation de la prothèse et aident au transfert du stress aux interfaces prothèse-ciment-os (qui peuvent réduire les taux de descellement à long terme), elles :

- augmentent le temps opératoire,
- augmentent le risque d'embolie graisseuse en raison de l'atteinte du canal,
- sont plus difficiles à retirer au moment de la révision,
- augmentent les coûts.

À l'heure actuelle, les données à long terme ne sont pas disponibles pour répondre à la question de savoir si les tiges sont nécessaires lorsqu'une prothèse contrainte est utilisée dans les cas primaires avec un bon stock osseux. Cependant, dans le cadre de la révision, où les surfaces osseuses du fémur et du tibia ont été compromises, des extensions de tiges doivent être utilisées.

De nombreux modèles de prothèses semi contraintes sont désormais disponibles. Beaucoup offrent la gamme complète de tiges et de cales ainsi que des articulations PS et contraintes qui permettent une gestion peropératoire en fonction des problèmes osseux et des tissus mous rencontrés dans les cas primaires complexes et de révision. Il s'agit notamment des systèmes LCCK[®] (Zimmer), PFC Sigma TC3[®] (DePuy), Legion Revision[®] (Smith & Nephew), Vanguard SSK Revision[®] (Biomet) et Triathlon TS[®] (Stryker).

Une caractéristique unique du système PFC Sigma TC3[®] (DePuy) est la disponibilité d'un plateau tibial mobile : plateau de révision MBT, qui offre une stabilité médio-latérale grâce à l'interaction de la came et du plot, mais permet également une liberté de rotation à travers la surface inférieure de l'insert tibial. Les avantages potentiels sont une réduction de l'usure du polyéthylène et une transmission réduite des contraintes à l'interface prothèse-ciment-os. Cependant, la luxation du mécanisme est un inconvénient potentiel. À l'heure actuelle, aucune donnée à long terme n'est disponible qui précise si cette prothèse contrainte à plateau mobile est associée à des résultats cliniques supérieurs à ceux des prothèses contraintes à plateau fixe plus traditionnelles.



PFC Sigma TC3[®] (DePuy) avec le plateau de révision à roulement mobile MBT

2. Prothèses contraintes à charnière rotative

Les premiers résultats avec les dispositifs à charnière n'étaient pas encourageants, avec des taux élevés d'infection, de descellement et de rupture de composants. Cependant, dans certaines parties de l'Europe, en particulier en Allemagne, l'utilisation de dispositifs à charnières est restée populaire, même dans les cas primaires.

Bohm et Holy⁹⁰ ont rapporté d'excellents résultats sur 20 ans avec la prothèse à charnière Blauth[®].

Avec une survie dépassant 85% à 20 ans, les résultats étaient comparables à ceux des prothèses à glissement de la même époque.

Les prothèses à charnière rotative contemporaines comprennent la S-ROM Noiles[®] (DePuy) et la Limb Preservation System Rotating Hinges[®] (DePuy), la NexGen Rotating Hinge Knee[®] (RHK[®]) (Zimmer), MOST Option System and Segmental System[®] (Zimmer), la Orthopedic Salvage System[®] (OSS[®]) (Biomet) et la Global Modular Replacement System[®] (GMRS[®]) (Stryker).

Beaucoup de ces systèmes intègrent des caractéristiques de conception qui présentent des avantages théoriques par rapport aux anciennes prothèses à charnière. Par exemple, la géométrie du composant fémoral est maintenant plus similaire aux prothèses à glissement

contemporaines : la trochlée a été optimisée pour accueillir à la fois les rotules natives et resurfacées.

Certaines études ont montré que, bien que possédant des avantages théoriques, la prothèse à charnière rotative cinématique, n'a pas donné de meilleurs résultats que les anciennes charnières non rotatives concernant le taux d'infection, de descellement ou de défaillance mécanique.

En Amérique du Nord, les prothèses à charnière ont été relégués pour n'être utilisés que dans les pires cas de perte osseuse ou d'incompétence ligamentaire, souvent dans le cadre d'une reconstruction oncologique ou dans les révisions multiples.



Prothèse à Charnière rotative S-ROM Noiles® (Depuy)

VII. Caractéristiques prothétiques

A. Interchangeabilité des tailles

Il existe une variabilité inter individuelle entre les différents genoux. Cela signifie que les composants

prothétiques basés sur des dimensions moyennes ne s'adaptent pas toujours au fémur et au tibia.

L'interchangeabilité des tailles, de sorte que les composants fémoraux, tibiaux et rotuliens

peuvent être sélectionnés indépendamment les uns des autres en fonction de l'ajustement sur

leurs os respectifs, est une caractéristique intéressante. Bien qu'il soit possible depuis longtemps de faire correspondre les composants rotuliens avec différentes tailles fémorales, une adaptabilité similaire entre les composants fémoral et tibial est une caractéristique plus récente et disponible à des degrés divers dans les différents systèmes. Dans certains systèmes, un large éventail de tailles fémorales et tibiales peut être accouplé ensemble, tandis que dans d'autres, chaque fémur ne peut être combiné qu'avec un nombre limité de tailles tibiales, comme une taille plus petite ou une taille plus grande que la correspondance naturelle.

B. Conception et Fixation du composant tibial

Une différence importante entre les prothèses est la méthode de fixation tibiale⁹¹. Les prothèses TCP[®], IB PS[®] et Kinematic[®] utilisaient une cheville centrale. La PFC Sigma[®] avait une cheville centrale avec ailettes. Ces prothèses étaient principalement conçues pour la fixation au ciment.

D'autres prothèses possèdent des composants tibiaux avec deux ou quatre plots courts pouvant être fixés, avec l'aide ou non, du ciment.

Un travail approfondi a été effectué pour identifier les caractéristiques de conception optimales⁹²⁻⁹⁵ :

- Walker & al.⁹² ont testé une variété de composants tibiaux en appliquant des charges de compression. Les déformations, à la fois compressives et distractives, ont été mesurées entre le composant et l'os. Les déformations les plus faibles se sont produites avec des composants tibiaux métalliques. Les composants en polyéthylène exclusif se sont comportés de la même manière que ceux à support métallique, sauf pour les implants avec conservation du LCP où ce dernier semble souhaitable. L'utilisation d'une cheville centrale ou de deux plots latéraux ne semble pas faire beaucoup de différence.
- Yamamoto & al.⁹⁶ ont analysé les résultats de la prothèse Kodama-Yamamoto Mark II[®], qui a un composant tibial tout en polyéthylène avec quatre petits plots insérés sans ciment. Ils ont conclu qu'une tige n'était pas nécessaire. En effet, ils ont rapporté une incidence de 4,4% de descellement fémoral accompagné d'un affaissement tibial dans certains cas mais aucun cas de descellement tibial isolé.

- Lewis & al.⁹¹ ont testé la fixation de six configurations de composants tibiaux. Ils ont conclu que les conceptions à plot unique et à support métallique produisaient le moins de contraintes lorsque du ciment est utilisé.

Les implants utilisant un plateau métallique et des chevilles de fixation sont principalement indiqués à la fixation sans ciment.

Plusieurs études sur ce type d'implant, ont montré que la croissance osseuse se fait principalement autour des chevilles de fixation.

En effet, elles ont démontré une concentration des contraintes autour des chevilles de fixation. Il en résulte un os plus dense, avec une diminution de la densité dans des endroits plus périphériques.

Un implant tibial à support métallique est souhaitable lorsque l'os du plateau tibial natif est déficient (par exemple, dans l'arthrose érosive sévère ou dans les révisions).

Les composants en polyéthylène monobloc avec une cheville centrale ont un faible taux de desserrage, mais dans 30% à 40% des cas, des lignes radiotransparentes se développent. Pour la plupart, ces lignes radiotransparentes apparaissent au cours de la première année, sont non progressives et ont une signification clinique inconstante. L'ajout d'un plateau en métal réduit l'incidence de ces lignes radiotransparentes et semble également réduire l'incidence du descellement tibial tardif.

C. Augments, Cales et Tiges modulaires

La modularité, au sens strict, est la possibilité d'ajouter des tiges, des augments et des cales aux composants standards afin que le chirurgien puisse, dans une certaine mesure, fabriquer une prothèse personnalisée en peropératoire. La plupart des fabricants proposent désormais un système complet de prothèse de genou, comme la PFC Sigma TC3[®] (DePuy), la Vanguard SSK Revision System[®] (Biomet), la Legion Revision System[®] (Smith & Nephew), la Triathlon TS[®] (Stryker) et la LCCK[®] (Zimmer), qui offrent tous ces composants modulaires. La modularité est particulièrement utile pour la chirurgie de révision lorsque les déficiences osseuses ne peuvent pas être complètement anticipées.

Les augments métalliques peuvent être utilisés pour s'adapter aux défauts existants sans avoir à retirer les zones sclérotiques pour exposer les surfaces spongieuses saignantes. En ce sens, ils peuvent être considérés comme conservateurs. S'ils échouent, la carence osseuse n'est pas aggravée. Les pièces métalliques sont vissées ou cimentées à leurs composants. La fixation par vis, bien que satisfaisante mécaniquement, crée la possibilité de formation de débris métalliques. Le ciment peut également ne pas être le matériau de liaison idéal entre les surfaces métalliques. À l'heure actuelle, l'une ou l'autre méthode peuvent être utilisées. Les alternatives aux augments métalliques sont le ciment seul⁹⁷, le ciment armé⁹⁸ et la greffe osseuse^{99,100}.

Les tiges, de longueurs variables, pouvant être utilisées avec ou sans ciment, font également parties des systèmes de genou modulaires. L'utilisation de tiges longues dans la diaphyse est souhaitable chez les patients présentant une perte osseuse étendue.

Shannon & al.¹⁰¹ de la Mayo Clinic, ont rapporté que 16% des prothèses fixées avec du ciment seulement autour du corps de l'implant (et non autour des tiges), avaient été révisées pour un descellement aseptique ou étaient considérées comme descellées radiographiquement, et ce, à moyen terme (recul de 5ans) .

Dans cette série, des tiges de longueur variable avaient été utilisées mais les descellements n'étaient pas corrélés à une longueur de tige particulière. Le taux d'échec était plus élevé par rapport à une autre série de la même institution avec des résultats plus favorables pour les tiges cimentées¹⁰².

Fehring & al.¹⁰³ ont également fait part de leurs préoccupations concernant l'utilisation de tiges métaphysaires courtes non cimentées avec des composants cimentés dans les prothèses de révision.

Dans leur série de 95 tiges métaphysaires non cimentées à un minimum de 2 ans de recul, 10% étaient descellées et 19% étaient considérées comme descellées radiographiquement. En revanche, sur les 107 tiges métaphysaires cimentées de la même étude, seulement 7% étaient considérées comme descellées radiographiquement.

Sur la base des données actuelles, le chirurgien a le choix d'utiliser des tiges cimentées ou non cimentées dans les révisions ; toutefois, si des tiges non cimentées sont utilisées, elles doivent être plus longues et diaphysaires. Ces tiges doivent être insérées après l'utilisation d'alésors à main en essayant de ne pas élargir le fût médullaire. Grâce à une gamme élargie des

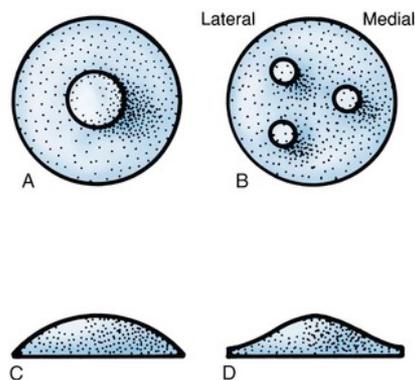
systèmes modulaires actuels et au développement des tiges décalées, les prothèses de révision peuvent être effectuées sans grande difficulté et de manière routinière.

D. Implant rotulien

1. Resurfaçage

Dans la polyarthrite rhumatoïde, la rotule doit toujours être remplacée pour retirer tout le cartilage articulaire.

Dans l'arthrose, le resurfaçage est plus discuté : certains chirurgiens recommandent un resurfaçage sélectif de la rotule¹⁰⁴⁻¹⁰⁶, d'autres pensent que le résultat est plus prévisible avec un resurfaçage de routine¹⁰⁷⁻¹¹⁰. Sans aucun doute, le resurfaçage rotulien a sa part de complications iatrogènes, telles que la fracture¹¹¹. Les trous de fixation de la rotule affaiblissent sa structure, les trous centraux probablement plus que les périphériques.



Implant Rotulien et méthodes de fixation.

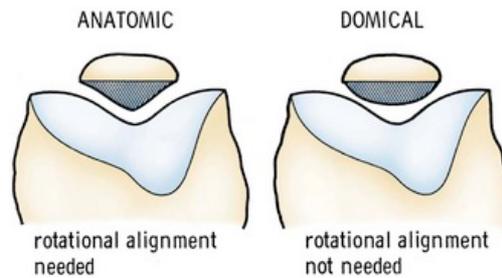
A + C : Rotule Dôme avec une fixation centrale.

B + D : Rotule Sombrero avec trois chevilles de fixation.

2. Configuration

Traditionnellement, la plupart des composants rotuliens étaient en forme de dôme.

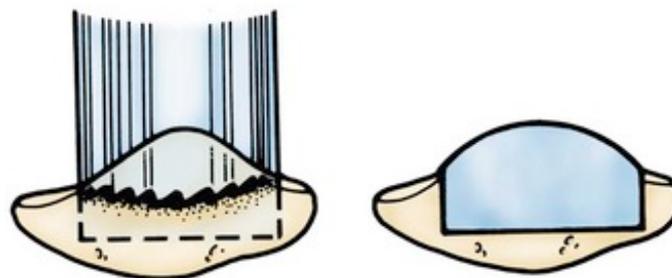
Cette configuration avec un contour convexe n'est pas idéale sur la base des expériences en ingénierie : en effet, dans une articulation, le matériau le moins rigide doit être concave. Un composant qui est anatomique a une configuration plus souhaitable mais nécessite un alignement rotatoire soigneux pour empêcher un conflit avec le fémur.



Un alignement rotatoire est nécessaire avec un implant rotulien anatomique

Une rotule ovale offre une plus grande couverture de l'os rotulien et une forme sombrero a théoriquement des caractéristiques d'usure plus attrayantes.

Certains auteurs préconisent l'insertion de l'implant rotulien dans la partie centrale de l'os patellaire¹¹². Cette configuration permet une plus grande épaisseur de polyéthylène et l'utilisation d'un support métallique. Toutefois, les rebords osseux patellaires exposés peuvent créer un conflit avec le fémur.



Un implant rotulien incrusté dans l'os patellaire

3. Composant rotulien à support métallique

Le support métallique du composant rotulien a été inspiré en partie par la bonne expérience de la conception du composant tibial mais également par le souhait d'obtenir une croissance osseuse¹¹³. Toutefois, les premières rotules à support métallique ont été conçues avec une épaisseur de polyéthylène inadéquate. Cela a entraîné des défaillances mécaniques majeures liées à l'usure du polyéthylène mais aussi à la dissociation du polyéthylène de la plaque métallique.

Il s'est avéré difficile de concevoir un implant rotulien à support métallique avec une épaisseur de polyéthylène suffisante pour éviter l'usure sans être trop encombrant. Cette

difficulté de conception a provoqué un retour généralisé aux composants rotuliens entièrement en polyéthylène généralement utilisés avec du ciment, bien que des composants insérés press-fit aient été utilisés sans ciment¹¹⁴.

La conception patellaire optimale reste incertaine^{112,115}.

Une nouvelle génération de rotules à support métallique a été introduite dans les années 2000 suite au développement de nouveaux matériaux de croissance. Les métaux trabéculaires poreux offrent un excellent potentiel de croissance et permettent l'insertion du polyéthylène dans le support métallique, ce qui crée non seulement une excellente intégration mais permet également d'optimiser l'épaisseur du polyéthylène.

Actuellement, cette nouvelle génération de rotules à support métallique ne représente qu'un faible pourcentage des composants rotuliens utilisés; la plupart étant constituée de composants tout en polyéthylène en forme de dôme, d'ovale et de sombrero.

4. Problèmes prothétiques patellaires

Quel que soit le profil de l'implant rotulien, les symptômes fémoro-patellaires lors de la montée des escaliers ou lors d'activités avec flexion de genou restent un problème gênant qui n'est pas encore complètement résolu.

Néanmoins, une trochlée compatible pouvant accueillir l'implant rotulien ainsi que d'autres paramètres techniques (tel que l'épaisseur restante de l'os patellaire après resurfaçage, l'épaisseur de l'implant rotulien ou encore le positionnement de l'implant sur l'os patellaire) peuvent réduire la tension fémoro-patellaire¹¹⁶.

5. Déterminer si la rotule doit être refaite

Certains problèmes rotuliens peuvent être évités si l'implant rotulien est totalement supprimé.

Abraham & al.¹¹⁷ ont étudié 100 PTG, dont 47 ont subi un resurfaçage rotulien. Les deux groupes étaient similaires en ce qui concerne le diagnostic, l'âge et le sexe.

Ils n'ont pas trouvé de différences significatives entre les deux groupes en ce qui concerne le périmètre de marche, la capacité à monter les escaliers, la capacité à se lever d'une chaise, les amplitudes articulaires et la force du quadriceps. Un patient du groupe « resurfaçage » a dû

être réopéré pour subluxation, et deux du groupe « non resurfaçage » ont nécessité un resurfaçage ultérieur. Un certain nombre d'autres études ont noté des résultats similaires.

Keblish & al.¹¹⁸ ont étudié les résultats de patients ayant subi une PTG bilatérale avec resurfaçage rotulien d'un côté et rotule native de l'autre. Les patients n'ont exprimé aucune préférence entre les deux côtés et il n'y avait aucune différence significative concernant la montée des escaliers ou la douleur antérieure.

Barrack & al.¹¹⁹ ont également rapporté les résultats d'une étude prospective randomisée sur le resurfaçage rotulien impliquant 86 patients. Il n'y avait pas de différence en ce qui concerne les scores fonctionnels, la douleur ou dans l'évaluation de la fonction fémoro-patellaire.

Toutefois, une nette différence de complications a été notée. Un taux de réopération significativement plus élevé a été noté dans le groupe dans lequel la rotule naturelle a été conservée, avec une prévalence de 12% de resurfaçage rotulien ultérieur. À contrario, il n'y a eu aucune réopération dans le groupe « resurfaçage ».

Boyd & al.¹²⁰ ont également rapporté qu'à court et à moyen terme, il existait plus de complications chez les patients avec une rotule naturelle conservée. À 3 ans en moyenne, le taux global de complications dans le groupe « resurfaçage rotulien » était de 4% contre 12% dans le groupe « non resurfaçage ».

Parmi les patients atteints de polyarthrite rhumatoïde qui avaient subi un resurfaçage rotulien, un descellement de la prothèse rotulienne s'est produit dans 1%, tandis qu'un taux de 13% de réopération pour resurfaçage ultérieur s'est produit dans le groupe « non resurfaçage ».

Kajino & al.¹²¹ ont noté une amélioration significative de la douleur chez les patients atteints de polyarthrite rhumatoïde après resurfaçage rotulien.

Enis & al.¹⁰⁷ ont analysé les résultats de 25 patients avec arthroplasties bilatérales avec resurfaçage rotulien d'un côté et rotule native de l'autre. La plupart des patients ont exprimé une préférence pour le côté resurfacé. De plus, le côté resurfacé était moins douloureux et se comportait mieux lors d'activités avec flexion de genou, telles que la montée des escaliers. Toutefois, la différence n'était pas très importante.

Dans une méta-analyse de Parvizi & al.¹²², des résultats similaires ont été notés. En effet, parmi les genoux avec rotule native, il y avait un taux de 10% de réintervention pour un resurfaçage rotulien ultérieur et un taux plus élevé de douleur antérieure.

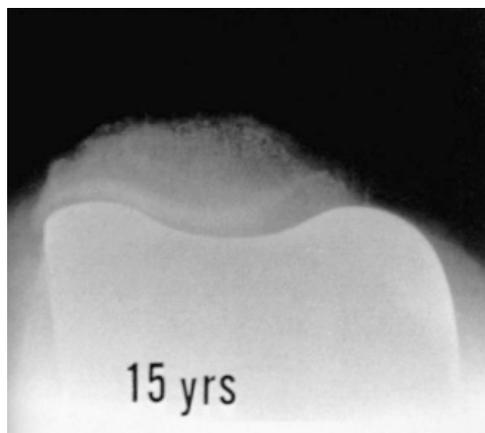
Deux études différentes de Burnett & al.^{123,124} n'ont rapporté aucune différence dans les résultats, y compris les taux de réopération, à 10 ans de suivi.

Cependant, il est important de noter que cette question du resurfaçage rotulien est toujours controversée et loin d'être résolue, avec des résultats contradictoires provenant d'études prospectives randomisées.

Même s'il est tentant de vouloir effectuer un resurfaçage rotulien de routine, en particulier chez les patients atteints d'arthrite inflammatoire ; dans certains cas, il est peut-être préférable de laisser la rotule naturelle intacte, notamment lorsque :

- La surface articulaire rotulienne est presque normale.
- La rotule est trop petite ou érodée pour accepter une prothèse.
- Le patient est jeune et actif, ce qui augmente théoriquement le risque de descellement et d'usure.

S'il a été décidé de ne pas resurfacier la rotule, il faut choisir un composant fémoral spécifique avec une trochlée étendue avec une transition plus progressive avec les condyles distaux afin accueillir la rotule naturelle. La plupart des prothèses à glissement PS et CR actuelles sont disponibles dans ces configurations.



*Défilé fémoro-patellaire montrant une rotule non resurfacée 15 ans après l'opération.
Dans ce cas, la rotule s'est remodelée pour s'adapter au fémur.*

6. Effet de la patellectomie sur l'arthroplastie totale du genou

Il est admis que lorsque la fonction de l'appareil extenseur était bonne avant l'arthroplastie du genou, le résultat est fonctionnellement satisfaisant.

Cependant, la douleur antérieure postopératoire ne peut être prédite.

E. Prothèses Personnalisées

Les composants modulaires et le développement de tiges décalées ont considérablement réduit le besoin de prothèses personnalisées en chirurgie primaire et de révision. Cependant, des prothèses personnalisées sont parfois nécessaires, notamment lorsque qu'une ostéotomie tibiale a été réalisée ultérieurement. Le problème dans ces genoux survient lorsque l'ostéotomie a produit un décalage entre l'axe mécanique et l'axe diaphysaire et qu'une tige tibiale est souhaitée.

F. Innovations

Au cours de ces dernières années, des innovations en matière prothétique ont vu le jour afin de faciliter la chirurgie et ses aléas avec notamment la navigation, la robotisation, les guides de coupe sur mesure après planification 3D...

Toutes ces nouveautés ne seront pas détaillées dans cette première partie.

Bibliographie

1. Verneuil A. De la création d'une fausse articulation par section ou résection partielle de l'os maxillaire inférieur, comme moyen de remédier à l'ankylose vraie ou fausse de la mâchoire inférieure. *Arch Gen Med.* 1860;15(Ser 5).
2. Ferguson W. Excision of the knee joint: recovery with a false joint and a useful limb. *Med Times Gaz.* 1861;1(601).
3. Campbell WC. Interposition of Vitallium plates in arthroplasties of the knee: preliminary report. *Am J Surg.* 1940;47(639).
4. Speed JS, Trout PC. Arthroplasty of the knee: a follow-up study. *J Bone Joint Surg Br.* 1949;31(53).
5. Miller A, Friedman B. Fascial arthroplasty of the knee. *J Bone Joint Surg Am.* 1952;34(55).
6. MacIntosh DL. Hemiarthroplasty of the knee using a space-occupying prosthesis for painful varus and valgus deformities. *J Bone Joint Surg Am.* 1958;40(1431).
7. MacIntosh DL. Arthroplasty of the knee in rheumatoid arthritis. *J Bone Joint Surg Br.* 1966;48(179).
8. RHJr E, T P. The use of the McKeever metallic hemiarthroplasty for unicompartmental arthritis. *J Bone Joint Surg Am.* 1985;67(208).
9. Scott RD, Joyce MJ, Ewald FC. McKeever metallic hemiarthroplasty of the knee in unicompartmental degenerative arthritis: long-term clinical follow-up and current indications. *J Bone Joint Surg Am.* 1985;67(203).
10. McKeever DC. Tibial plateau prosthesis. *Clin Orthop Relat Res.* 1960;18(86).
11. Walldius B. Arthroplasty of the knee joint using endoprosthesis. *Acta Orthop Scand Suppl.* 1957;24(19).
12. Shiers LGP. Arthroplasty of the knee: preliminary report of a new method. *J Bone Joint Surg Br.* 1954;36(553).
13. WFIII D, TP S, JN I. Total condylar III knee prosthesis: long-term follow-up study. *Clin Orthop Relat Res.* 1988;226(21).
14. Lachiewicz PF, Solieau ES. Ten-year survival and clinical results of constrained components in primary total knee arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2006;21(803).
15. Gunston FH. Polycentric knee arthroplasty: prosthetic simulation of normal knee movement. *J Bone Joint Surg Br.* 1971;53(272).
16. Coventry MB, Finerman GAM, Riley LH. A new geometric knee for total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 1972;83(157).

17. Coventry MB, Upshaw JE, Riley LH. Geometric total knee arthroplasty. II. Patient data and complications. *Clin Orthop Relat Res.* 1973;94(177).
18. Freeman MAR, Swanson SAV, Todd RC. Total replacement of the knee using the Freeman-Swanson knee prosthesis. *Clin Orthop Relat Res.* 1973;94(153).
19. Ranawat CS, Insall J, Shine J. Duocondylar knee arthroplasty: hospital for special surgery design. *Clin Orthop Relat Res.* 1976;120(76).
20. Sledge CB, Stern P, Thomas WH. Two-year follow-up of the duocondylar total knee replacement. *Orthop Trans.* 1978;2(193).
21. Insall JN, Ranawat CS, Scott WN. Total condylar knee replacement: preliminary report. *Clin Orthop Relat Res.* 1976;120(149).
22. Ewald FC, Thomas WH, Poss R. Duopatella total knee arthroplasty in rheumatoid arthritis. *Orthop Trans.* 1978;2(202).
23. Dorr LD, Ochsner JL, Gronley J. Functional comparison of posterior cruciate-retained versus cruciate-sacrificed total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 1988;236(36).
24. Freeman MAR, Railton GT. Should the posterior cruciate ligament be retained or resected in condylar nonmeniscal knee arthroplasty? The case for resection. *J Arthroplasty.* 1988;3(Suppl).
25. Kapandji IA. *The Physiology of the Joints, Vol. 2: The Lower Limb.* Churchill Livingstone; 1970.
26. Stiehl JB, Komistek RD, Dennis DA. Fluoroscopic analysis of kinematics after posterior-cruciate-retaining knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br.* 1995;77(884).
27. Dennis DA, Komistek RD, Hoff WA. In vivo knee kinematics derived using an inverse perspective technique. *Clin Orthop Relat Res.* 1996;331(107).
28. Scott RD, Thornhill TS. Posterior cruciate supplementing total knee replacements using conforming inserts and cruciate recession: effect on range of motion and radiolucent lines. *Clin Orthop Relat Res.* 1994;309(146).
29. Ritter MA, Faris PM, Keating EM. Posterior cruciate ligament balancing during total knee arthroplasty. *J Arthroplasty.* 1988;3(323).
30. Becker MW, Insall JN, Farris PM. Bilateral total knee arthroplasty: one cruciate retaining and one cruciate substituting. *Clin Orthop.* 1991;271(122).
31. Pagnano MW, Cushner FD, Scott WN. Role of the posterior cruciate ligament in total knee arthroplasty. *J Am Acad Orthop Surg.* 1998;6(176).
32. RJIII W, GH W, J S. Arthroscopic release of the posterior cruciate ligament for stiff total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 1996;331(185).
33. Simmons S, Lephart S, Rubash H. Proprioception after unicondylar knee arthroplasty versus total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 1996;331(179).

34. Warren PJ, Olanlokun TK, Cobb AG. Proprioception after total knee arthroplasty: the influence of prosthetic design. *Clin Orthop Relat Res.* 1993;297(182).
35. Kleinbart FA, Bryk E, Evangelista J. Histologic comparison of posterior cruciate ligaments from arthritic and age-matched knee specimens. *J Arthroplasty.* 1996;11(726).
36. Andriacchi TP, Galante JO. Influence of total knee replacement design on walking and stair climbing. *J Bone Joint Surg Am.* 1982;64(1328).
37. Kelman GJ, Biden EN, Wyatt MP. Gait laboratory analysis of a posterior cruciate-sparing total knee arthroplasty in stair ascent and descent. *Clin Orthop Relat Res.* 1989;248(21).
38. Andriacchi TP, Galante JO, Draganich LF. Relationship between knee extensor mechanics and function following total knee replacement. In: Dorr LD, ed. *The Knee: Papers of the First Scientific Meeting of the Knee Society.* University Park Press; 1985.
39. Bolanos AA, Colizza WA, McCann PD. A comparison of isokinetic strength testing and gait analysis in patients with posterior cruciate-retaining and substituting knee arthroplasties. *J Arthroplasty.* 1998;13(906).
40. Wilson SA, McCann PD, Gotlin RS. Comprehensive gait analysis in posterior-stabilized knee arthroplasty. *J Arthroplasty.* 1996;11(359).
41. Firestone TP, Krackow KA, Davis JDIV. The management of fixed flexion contractures during total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 1992;284(221).
42. Laskin RS. Total knee replacement with posterior cruciate ligament retention in patients with a fixed varus deformity. *Clin Orthop Relat Res.* 1996;331(29).
43. Pagnano MW, Hanssen AD, Lewallen DG. Flexion instability after primary posterior cruciate retaining total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 1998;356(39).
44. Waslewski GL, Marson BM, Benjamin JB. Early, incapacitating instability of posterior cruciate ligament-retaining total knee arthroplasty. *J Arthroplasty.* 1998;13(763).
45. Colizza WA, Insall JN, Scuderi GR. The posterior stabilized total knee prosthesis: assessment of polyethylene damage and osteolysis after a ten-year-minimum follow-up. *J Bone Joint Surg Am.* 1995;77(1713).
46. Ranawat CS, Luessenhop CP, Rodriguez JS. The press-fit condylar modular total knee system: four- to six-year results with a posterior-cruciate-substituting design. *J Bone Joint Surg Am.* 1997;79(342).
47. Bloebaum RD, Nelson K, Dorr LD. Investigation of early surface delamination observed in retrieved heat-pressed tibial inserts. *Clin Orthop Relat Res.* 1991;269(120).
48. Engh GA. Failure of the polyethylene bearing surface of a total knee replacement within four years: a case report. *J Bone Joint Surg Am.* 1988;70(1093).

49. Kilgus DJ, Moreland F JR, G.A.M. Catastrophic wear of tibial polyethylene inserts. *Clin Orthop Relat Res.* 1991;273(223).
50. Tsao A, Mintz L, McRae CR. Failure of the porous-coated anatomic prosthesis in total knee arthroplasty due to severe polyethylene wear. *J Bone Joint Surg Am.* 1993;75(19).
51. Argenson JN, Scuderi GR, Komistek RD. In vivo kinematic evaluation and design considerations related to high flexion in total knee arthroplasty. *J Biomechanics.* 2005;38(277).
52. Kim Y-H, Choi Y, Kim J-S. Range of motion of standard and high flexion posterior cruciate-retaining total knee prostheses. A prospective randomized study. *J Bone Joint Surg Am.* 2009;91(1874).
53. McCalden RW, MacDonald SJ, Bourne RB, Marr JT. A randomized controlled trial comparing “high flexion” vs “standard” posterior cruciate substituting polyethylene tibial inserts in total knee arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2009;24(Suppl).
54. Ranawat AS, Gupta AK, Ranawat CS. The PFC Sigma RP-F total knee arthroplasty: designed for improved performance. *Orthopedics.* 2008;29(9 Suppl).
55. Kraay MJ, Meyers SA, Goldberg VM. Hybrid” total knee arthroplasty with the Miller-Galante prosthesis: a prospective clinical and roentgenographic evaluation. *Clin Orthop Relat Res.* 1991;273(32).
56. Landon GC, Galante JO, Maley MM. Noncemented total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 1986;205(49).
57. Rosenberg AG, Barden RM, Galante JO. Cemented and ingrowth fixation of the Miller-Galante prosthesis: clinical and roentgenographic comparison after three- to six-year follow-up studies. *Clin Orthop Relat Res.* 1990;260(71).
58. Laskin RS. Tricon-M uncemented total knee arthroplasty: a review of 96 knees followed for longer than 2 years. *J Arthroplasty.* 1988;3(27).
59. Nilsson KG, Karrholm J, Ekelund L. Knee motion in total knee arthroplasty: a roentgen stereophotogrammetric analysis of the kinematics of the Tricon-M knee prosthesis. *Clin Orthop Relat Res.* 1990;256(147).
60. Whiteside LA, Amador DD. The effect of posterior tibial slope on knee stability after Ortholoc total knee arthroplasty. *J Arthroplasty.* 1988;3(Suppl).
61. Freeman MAR, Samuelson KM, Bertin KC. Freeman-Samuelson total arthroplasty of the knee. *Clin Orthop Relat Res.* 1985;192(46).
62. Freeman MAR, Samuelson KM, Elias SG. The patellofemoral joint in total knee prostheses: design considerations. *J Arthroplasty.* 1989;4(Suppl).
63. Samuelson KM. Bone grafting and noncemented revision arthroplasty of the knee. *Clin Orthop Relat Res.* 1988;226(93).

64. Freeman MAR, Sculco T, Todd RC. Replacement of the severely damaged arthritic knee by the ICLH (Freeman-Swanson) arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br.* 1977;59(64).
65. Freeman MAR, Todd RC, Bamert P. ICLH arthroplasty of the knee: 1968-1977. *J Bone Joint Surg Br.* 1978;60(339).
66. Keating EM, Meding JB, Faris PM. Long-term follow-up of nonmodular total knee replacements. *Clin Orthop Relat Res.* 2002;404(34).
67. Malkani AL, Rand JA, Bryan RS. Total knee arthroplasty with the Kinematic condylar prosthesis: a ten-year follow-up study. *J Bone Joint Surg Am.* 1995;77(423).
68. Diduch DR, Insall JN, Scott WN. Total knee replacement in young active patients: long-term follow-up and functional outcome. *J Bone Joint Surg Am.* 1997;79(575).
69. Duffy GP, Trousdale RT, Stuart MJ. Total knee arthroplasty in patients 55 years old or younger: 10- to 17-year results. *Clin Orthop Relat Res.* 1998;356(22).
70. Insall JN. Adventures in mobile-bearing knee design: a midlife crisis. *Orthopedics.* 1998;21(1021).
71. Goodfellow JW, O'Connor J. Kinematics of the knee and the prosthetic design. *J Bone Joint Surg Br.* 1977;59(119).
72. Buechel FF, Pappas MJ, Makris G. Evaluation of contact stress in metal-backed patellar replacements: a predictor of survivorship. *Clin Orthop Relat Res.* 1991;273(190).
73. Buechel FF, Pappas MJ. Long-term survivorship analysis of cruciate-sparing versus cruciate-sacrificing knee prostheses using meniscal bearings. *Clin Orthop Relat Res.* 1990;260(162).
74. FFSr B, FFJr B, MJ P, J D 'Alessio. Twenty-year evaluation of meniscal bearing and rotating platform knee replacements. *Clin Orthop Relat Res.* 2001;388(41).
75. Bert JM. Dislocation/subluxation of meniscal bearing elements after New Jersey low-contact stress total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 1990;254(211).
76. Garcia RM, Kraay MJ, Messerschmitt PJ. Analysis of retrieved ultra-high molecular-weight polyethylene tibial components from rotating-platform total knee arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2009;24(131).
77. Grubb TM, Kaddick C, Schwiesau J. Fixed and mobile bearing total knee arthroplasty—influence on wear generation, corresponding wear areas, knee kinematics and particle composition. In: *Clin Biomech.* ; 2009.
78. Wasielewski RC, Komistek RD, Zingde SM. Lack of axial rotation in mobile-bearing knee designs. *Clin Orthop Relat Res.* 2008;466(2662).
79. Goie TJ, Glynn J, Sembrano J. Mobile and fixed-bearing (all-polyethylene tibial component) total knee arthroplasty designs. A prospective, randomized trial. *J Bone Joint Surg Am.* 2009;91(2104).

80. Pagnano MW, Trousdale RT, Stuart MJ. Rotating platform knees did not improve patellar tracking. A prospective, randomized study of 240 primary total knee arthroplasties. *Clin Orthop Relat Res.* 2004;428(221).
81. Ladermann A, Lubbeke A, Stern R. Fixed-bearing versus mobile-bearing total knee arthroplasty: a prospective randomized, clinical and radiological study with mid-term results at 7 years. *Knee.* 2008;15(206).
82. Wylde V, Learmonth I, Potter A. Patient-reported outcomes after fixed-versus mobile-bearing total knee replacement. a multi-centre randomized controlled trial using the Kinemax total knee replacement. *J Bone Joint Surg Br.* 2008;90(1172).
83. Anderson JA, Baldini A, MacDonald JH. Primary constrained condylar knee arthroplasty without stem extensions for the valgus knee. *Clin Orthop Relat Res.* 2006;442(199).
84. Bargar WL, Cracchiolo AIII, Amstutz HC. Results with the constrained total knee prosthesis in treating severely disabled patients and patients with failed total knee replacements. *J Bone Joint Surg Am.* 1980;62(504).
85. Easley ME, Insall JN, Scuderi GR, Bullek DD. Primary constrained condylar knee arthroplasty for the arthritic valgus knee. *Clin Orthop Relat Res.* 2000;380(58).
86. Chotivichit AL, Cracchiolo AIII, Chow GH. Total knee arthroplasty using the total condylar III knee prosthesis. *J Arthroplasty.* 1991;6(341).
87. Hohl WM, Crawford E, Zelicof SB. The total condylar III prosthesis in complex knee reconstruction. *Clin Orthop Relat Res.* 1991;273(91).
88. Kavolus CH, Faris PM, Ritter MA. The total condylar III knee prosthesis in elderly patients. *J Arthroplasty.* 1991;6(39).
89. Kim Y-H. Salvage of failed hinge knee arthroplasty with a total condylar III type prosthesis. *Clin Orthop Relat Res.* 1987;221(272).
90. Bohm P, Holy T. Is there a future for hinged prostheses in primary total knee arthroplasty? A 20-year survivorship analysis of the Blauth prosthesis. *J Bone Joint Surg Br.* 1998;80(302).
91. Lewis JL, Askew MJ, Jaycox DP. A comparative evaluation of tibial component designs of total knee prostheses. *J Bone Joint Surg Am.* 1982;64(129).
92. Walker PS, Greene D, Reilly D. Fixation of tibial components of knee prostheses. *J Bone Joint Surg Am.* 1981;63(258).
93. Walker PS, Hsu H-P, Zimmerman RA. A comparative study of uncemented tibial components. *J Arthroplasty.* 1990;5(245).
94. Walker PS, Ranawat C, Insall JN. Fixation of the tibial components of condylar replacement knee prostheses. *J Biomech.* 1976;9(269).

95. Bartel DL, Burstein AH, Santavicca EA. Performance of the tibial component in total knee replacement: conventional and revision designs. *J Bone Joint Surg Am.* 1982;64(1026).
96. Yamamoto S, Nakata S, Kondoh Y. A follow-up study of an uncemented knee replacement: the results of 312 knees using the Kodama-Yamamoto prosthesis. *J Bone Joint Surg Br.* 1989;71(505).
97. Lotke PA, Wong RY, Ecker ML. The use of methyl-methacrylate in primary total knee replacements with large tibial defects. *Clin Orthop Relat Res.* 1991;270(288).
98. Ritter MA. Screw and cement fixation of large defects in total knee arthroplasty. *J Arthroplasty.* 1986;1(125).
99. Brooks PJ, Walker PS, Scott RD. Tibial component fixation in deficient tibial bone stock. *Clin Orthop.* 1984;184(302).
100. Laskin RS. Total knee arthroplasty in the presence of large bony defects of the tibia and marked knee instability. *Clin Orthop Relat Res.* 1989;248(66).
101. Shannon BD, Klassen JF, Rand JA. Revision total knee arthroplasty with cemented components and uncemented intra-medullary stems. *J Arthroplasty.* 2003;18(Suppl 1).
102. Whaley AL, Rand TRT, J.A. Hanssen AD: Cemented long-stem revision total knee arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2003;18(592).
103. Fehring TK, Odum S, Olekson C. Stem fixation in revision total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 2003;416(217).
104. Scott RD, Volatile TB. Twelve years' experience with posterior cruciate-retaining total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 1986;205(100).
105. Shoji H, Yoshino S, Kajino A. Patellar replacement in bilateral total knee arthroplasty: a study of patients who had rheumatoid arthritis and no gross deformity of the patella. *J Bone Joint Surg Am.* 1989;71(853).
106. Smith S SR, P P, I.M. Nonresurfaced patella in total knee arthroplasty. *J Arthroplasty.* 1989;4(Suppl).
107. Enis JE, Gardner R, Robledo MA. Comparison of patellar resurfacing versus nonresurfacing in bilateral total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 1990;260(38).
108. Rand JA. Patellar resurfacing in total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 1990;260(110).
109. Scott WN, Rozbruch JD, Otis JC. Clinical and biomechanical evaluation of patella replacement in total knee arthroplasty. *Orthop Trans.* 1978;2(203).
110. Soudry M, Mestriner LA, Binazzi R. Total knee arthroplasty without patellar resurfacing. *Clin Orthop Relat Res.* 1986;205(166).

111. Thompson FM, Hood RW, Insall JN. Patellar fractures in total knee arthroplasty. *Orthop Trans.* 1981;5(490).
112. Laskin RS, Bucknell A. The use of metal-backed patellar prostheses in total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 1990;260(52).
113. Firestone TP, Teeny SM, Krackow KA. The clinical and roentgenographic results of cementless porous-coated patellar fixation. *Clin Orthop Relat Res.* 1991;273(184).
114. Blaha JD, Insler HP, Freeman MAR. The fixation of a proximal tibial polyethylene prosthesis without cement. *J Bone Joint Surg Br.* 1982;64(326).
115. Collier JP, McNamara JL, Surprenant VA. All-polyethylene patellar components are not the answer. *Clin Orthop Relat Res.* 1991;273(198).
116. McLain RF, Bargar WF. The effect of total knee design on patellar strain. *J Arthroplasty.* 1986;1(91).
117. Abraham W, Buchanan D JR, H. Should the patella be resurfaced in total knee arthroplasty? Efficacy of patellar resurfacing. *Clin Orthop Relat Res.* 1988;236(128).
118. Keblish PA, Varma AK, Greenwald AS. Patellar resurfacing or retention in total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br.* 1994;76(930).
119. Barrack RL, Bertot AJ, Wolfe MW. Patellar resurfacing in total knee arthroplasty: a prospective, randomized, double-blind study with five to seven years of follow-up. *J Bone Joint Surg Am.* 2001;83(1376).
120. Boyd AD, Ewald FC, Thomas WH. Long-term complications after total knee arthroplasty with or without resurfacing of the patella. *J Bone Joint Surg Am.* 1993;75(674).
121. Kajino A, Yoshino S, Kameyama S. Comparison of the results of bilateral total knee arthroplasty with and without patellar replacement for rheumatoid arthritis: a follow-up note. *J Bone Joint Surg Am.* 1997;79(570).
122. Parvizi J, Rapuri VR, Saleh K. Failure to resurface the patella during total knee arthroplasty may resulting more knee pain and secondary surgery. *Clin Orthop Relat Res.* 2005;438(191).
123. Burnett RS, Haydon CM, Rorabeck CH, Bourne RB. Patella resurfacing versus nonresurfacing in total knee arthroplasty. Results of a randomized controlled clinical trial at a minimum of 10 years' follow-up. *Clin Orthop Relat Res.* 2004;428(12).
124. Burnett RSJ, Boone JL, McCarthy KP. A prospective randomized clinical trial of patellar resurfacing and nonresurfacing in bilateral TKA. *Clin Orthop Relat Res.* 2007;464(65).

2nde Partie :

PTG Bilatérales en une session opératoire

Vs

PTG Unilatérales : analyse comparative

PTG Bilatérales en une session opératoire Vs PTG Unilatérales : analyse comparative

1. Introduction

La gonarthrose sera symptomatique au cours de la vie chez 40 % des hommes et 47 % des femmes ¹.

La prothèse totale de genou (PTG) est une intervention qui a déjà fait ses preuves dans l'amélioration de la qualité de vie et de la fonction des patients atteints de gonarthrose invalidante ²⁻⁵.

Dans 20 à 30% des cas, la gonarthrose est d'emblée symptomatique de manière bilatérale ^{6,7} et 10% des patients opérés d'une PTG seront opérés du côté controlatéral dans l'année ⁸.

Ainsi, chez un patient présentant une gonarthrose bilatérale invalidante, une stratégie de remplacement bilatéral simultané peut être proposé.

Les avantages à réaliser 2 PTG en 1 seule session opératoire sont nombreux , notamment : une seule anesthésie, une seule intervention chirurgicale, un seul séjour hospitalier, une seule rééducation avec une récupération fonctionnelle plus rapide, une diminution du temps global d'hospitalisation et donc du coût global hospitalier ⁹⁻¹².

L'intervention bilatérale en 1 session opératoire est pratiquée de manière courante dans de nombreux pays comme les États Unis (6 %), la Suède (2,3 %) ou encore la Nouvelle Zélande (12,4 %) ^{8,13-15}. Elle reste toutefois rarement réalisée en France à cause notamment de l'augmentation théorique de la morbi-mortalité.

En effet , certaines études montrent une augmentation des complications y compris la mortalité, consécutives à une PTG bilatérale en 1 session opératoire par rapport à une PTG unilatérale ^{13,16-26}. Ces complications peuvent être une embolie pulmonaire ^{18,22,26} des événements cardiovasculaires ^{20,22}, ou encore neurologiques ^{16,21,22,26}.

Cependant, d'autres études suggèrent que la mortalité post opératoire est similaire entre les PTG unilatérales et les PTG bilatérales en 1 session opératoire⁸ ou encore qu'il n'y a pas de différence de taux de complications entre les différentes procédures^{11,27,28}

Il n'existe pas d'étude comparative française chez des patients ASA 1 ou 2, âgés de moins de 80 ans dans laquelle un patient atteint de gonarthrose bilatérale opéré par PTG bilatérale en une session opératoire (PTG Bi) est apparié à des patients atteints de gonarthrose unilatérale et opérés par PTG unilatérale (PTG Uni).

Notre objectif principal de l'étude est de comparer les taux de complications après PTG Bi par rapport aux PTG Uni sur une population sélectionnée ASA 1 ou 2.

Notre hypothèse était que dans une population sélectionnée les PTG Bi ne modifiaient ni le taux de complications ni la survie par rapport au PTG Uni.

2. Matériels et Méthodes

2.1 Patients

Il s'agit d'une étude rétrospective, monocentrique, mono opérateur, mono implant, comparative, appariant des patients opérés, entre 2009 et 2016, par PTG bilatérales en une session opératoire (PTG Bi) et par PTG unilatérales (PTG Uni) (étude appariée 1 pour 2). Les critères d'inclusion étaient : des patients atteint d'une gonarthropathie invalidante non infectieuse, classés ASA 1 ou 2 par nos médecins anesthésistes, , âgés de moins de 80 ans et ayant une hémoglobine pré opératoire supérieure à 13 g/dL.

Les critères de non inclusion étaient notamment les arthroplasties de révision, les antécédents d'embolie pulmonaire et cardiovasculaires graves.

Les critères d'appariement étaient le sexe, l'âge, le diagnostic et le score ASA.

Sur la période d'analyse, 1975 PTG ont été effectuées dans le service par le même opérateur sénior (Fig.1.).

261 patients ont bénéficié d'une PTG bilatérale dont 116 en 1 session opératoire.

18 PTG bilatérales n'étaient pas incluses dans l'étude : 14 ne présentaient pas les critères d'inclusion et 4 étaient perdus de vue

De plus, 7 patients n'étaient pas appariables en raison notamment de l'étiologie de la gonarthropathie.

Au total, 91 patients opérés par PTG bilatérale en 1 session opératoire étaient inclus dans l'analyse.

Durant la même période, 1453 patients ont été opérés par PTG unilatérale (145 révisions de PTG et 1308 PTG primaires).

Au final, 91 patients opérés par PTG bilatérale en 1 session (182 genoux) ont été appariés à 182 patients opérés par PTG unilatérale (182 genoux) selon les critères d'appariement vus précédemment.

Si plusieurs patients opérés par PTG unilatérale correspondaient aux critères d'appariement, les 2 patients ayant la date opératoire la plus proche par rapport au patient opéré par PTG bilatérale, étaient sélectionnés afin d'avoir un recul similaire.

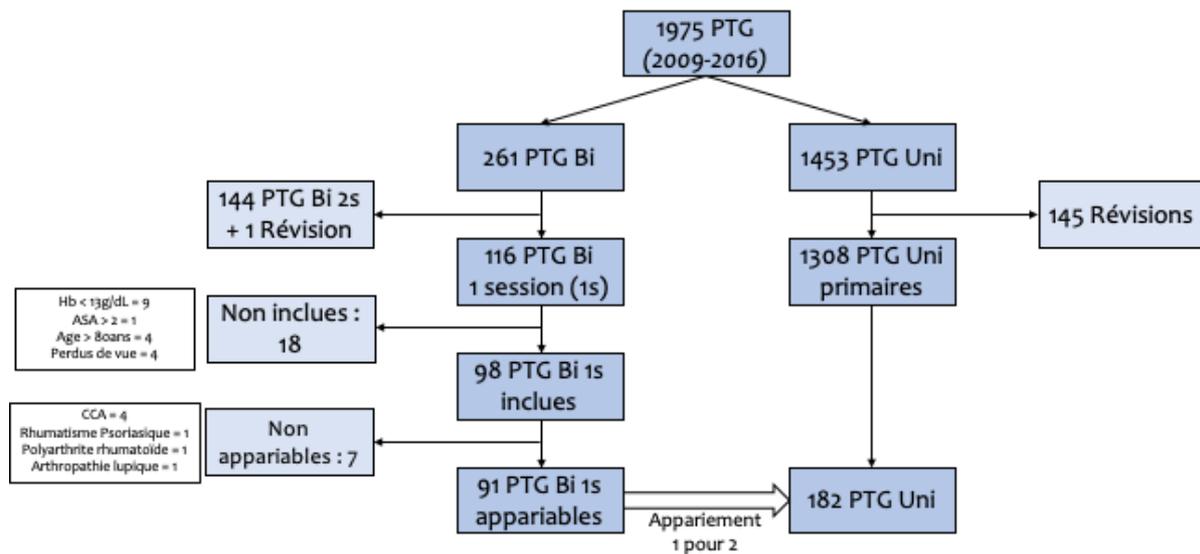


Fig.1 Flow chart descriptif de l'étude.

PTG : prothèse totale de genou ; Bi : bilatéral ; Uni : unilatéral ; 2s : 2 sessions opératoires ; Hb : Hémoglobine ; ASA : American Society of Anesthesiologists ; CCA : Chondrocalcinose

Les deux populations étaient comparables selon les critères d'appariement mais également pour le recul clinique, la voie d'abord, l'indice de masse corporelle et l'hémoglobine préopératoire (Tableau 1).

Tableau 1
Données Démographiques

Caractéristiques	PTG Bi	PTG Uni	p
Nombre de Patients (Genoux)	91 (182)	182 (182)	
Age à l'inclusion	69,2 ± 5,69 ans (51 – 80)	69,24 ± 5,79 ans (50 – 80)	0,952
Sexe			
Femme	60 (65,9 %)	119 (65,4 %)	0,9122
Homme	31 (34,1 %)	63 (34,6 %)	
Recul moyen	73,18 ± 28,69 mois (24 – 117)	73,24 ± 25,3 mois (29 – 127)	0,93
Score ASA			
Grade 1	20 (22 %)	40 (22 %)	1
Grade 2	71 (78 %)	142 (78 %)	
Diagnostic			
Arthrose	182 (100 %)	182 (100 %)	1
Voie d'abord			
Antéro interne	165 (90,7 %)	161 (88,5 %)	0,506
Keblish	17 (9,3 %)	21 (11,5 %)	
Hb pré opératoire	14,40 ± 0,98 g/dL { 13 – 17 }	14,46 ± 0,96 g/dL { 13 – 17,4 }	0,596
IMC	30,19 ± 5,14 kg/m ² (18,7 – 46,9)	29,03 ± 4,78 kg/m ² (17,8 – 46,1)	0,128

PTG Bi : PTG bilatérale en une session opératoire ; PTG Uni : PTG unilatérale ; ASA : American Society of Anesthesiologists ; Hb : Hémoglobine ; IMC : indice de masse corporelle

2.2 Procédure opératoire

Au moment de la consultation de pré-anesthésie, une stratégie d'épargne sanguine pré opératoire, était initiée chez les patients ayant une hémoglobine pré opératoire < 13g/dL. Elle consistait à prendre du fer et/ou de l'érythropoïétine (EPO).

Le type d'anesthésie était variable selon les antécédents du patient mais également selon le choix du médecin anesthésiste.

Une injection d'acide tranexamique par voie intra veineuse pouvait être réalisée à partir de 2013 en l'absence de contre-indication, afin de réduire la perte sanguine.

Les patients étaient tous installés en décubitus dorsal avec un ou 2 genoux dans le champ opératoire selon l'intervention. Deux appuis par genou (à 90° et à 120° de flexion de genou) étaient utilisés (Image 1).

Image 1.
Installation PTG Bilatérale



a. Vue de Profil



b. Vue de Face

L'intervention chirurgicale était réalisée sous garrot pneumatique à 250 mmHg. En cas de procédure bilatérale, elle pouvait soit se réaliser de manière séquentielle (à 1 équipe) soit de manière simultanée (à 2 équipes).

Une voie d'abord antéro interne était faite pour les genu varum et une voie externe de Keblish pour les genu valgum.

Les procédures étaient réalisées selon la technique de l'alignement mécanique.

La prothèse utilisée était exclusivement une prothèse tri compartimentale à glissement postéro stabilisée NEXGEN LPS™ Standard cimentée (Zimmer Biomet, Warsaw, Etats Unis). Toutes les arthroplasties comportaient une embase tibiale et une surface articulaire fixe. Elles présentaient toutes, un resurfaçage rotulien avec pose d'un implant rotulien cimentée.

Deux redons aspiratifs branchés sur un récupérateur de sang étaient positionnés en fin d'intervention et permettaient de retransfuser les patients avec du sang autologue, en salle de réveil.

Image 2.

Implants prothétiques NEXGEN LPS™ Standard cimentée (Zimmer)



a. Vue Oblique



b. Vue Supérieure

L'antibioprophylaxie était identique entre les groupes et consistait en une prise de céfazoline préopératoire suivie de trois prises (1 gramme) dans le service pendant 24 heures.

Une anticoagulation préventive était prescrite pour une durée d'un mois ainsi que la mise en place de bas de contention.

Les suites opératoires étaient caractérisées par un lever précoce avec appui complet et une mobilisation passive du/des genou(x) opéré(s) dès le premier jour post opératoire. Tous les patients ont bénéficié de séances de physiothérapie au cours de leur hospitalisation.

2.3 Critères d'évaluation

Tous les patients de cette analyse ont été revus soit par un chirurgien sénior soit par un interne en chirurgie orthopédique.

Le recul clinique minimum était de 24 mois.

La mortalité péri opératoire et les complications précoces (≤ 90 jours) ou tardives (> 90 jours) ont été relevées en distinguant les complications mineures de celles majeures.

Toutes les causes amenant à une réintervention, les infections profondes, ainsi que les complications graves d'ordre médical ont été considérées comme complications majeures. Le taux de révision et la survie prothétique ont été analysés dans chaque groupe. Les données péri opératoires ont été relevées notamment les pertes sanguines totales selon la formule OSTHEO²⁹ (Orthopedic Surgery Transfusion Hemoglobin European Overview), le taux de transfusion post opératoire ou encore la durée de séjour hospitalier. La fonction pré opératoire et au dernier recul étaient renseignées par le Knee Injury and Osteoarthritis Outcome Score³⁰ (KOOS ; de 0 à 100% ; 100% = meilleur score) et le score du New International Knee Society³¹ (New IKS ; de 0 à 255 ; 255 = meilleur score).

La satisfaction était évaluée en interrogeant directement les patients sur les résultats de l'intervention mais également par le Subjective Knee Value (SKV ; de 0 à 100%, 100% étant un genou parfait en accord avec le Subjective Shoulder Value (SSV)). L'amélioration de la douleur ainsi que la sensation de genou oubliée étaient aussi demandées au dernier recul.

2.4. Méthodes Statistiques

L'analyse statistique a été réalisée à l'aide du logiciel EasyMedStat.com (www.easymedstat.com ; Neuilly-Sur-Seine ; France). Le test du χ^2 était réalisé pour comparer les variables catégoriques des deux groupes avec une correction de Yates pour les faibles effectifs. Le test-*t* de Student a été effectué pour comparer les variables continues. La significativité des tests était établie pour $p < 0,05$. Une analyse selon Kaplan-Meier a été réalisée pour estimer la probabilité de survie sans révision prothétique. L'intervalle de confiance était fixé à 95%, les événements correspondaient à une révision du composant fémoral, tibial, ou rotulien. Le test non-paramétrique de LogRank a été utilisé pour la comparaison des distributions de survie entre les groupes PTG Bi et PTG Uni.

3. Résultats

La mortalité péri opératoire était nulle dans les deux populations (Tableau 2).

Les complications précoces mineures étaient significativement plus élevées pour les PTG Uni (34 / 182 ; 18,68%) que pour les PTG Bi (8 / 182 ; 4,4 %) ($p < 0,001$) en raison notamment d'un nombre élevé d'algoneurodystrophie chez les PTG Uni (17 / 182 (9,34 %) contre 2 / 182 (1,1%) pour les PTG Bi ; $p = 0,0005$).

Le taux de complications précoces majeures était semblable entre le groupe PTG Bi et le groupe PTG Uni (4 / 91 (4,4%) contre 6 / 182 (3,3 %) respectivement ; $p = 0,74$).

Si l'on s'intéresse aux complications médicales graves post opératoires, leur taux est plus important après PTG bilatérales sans être significatif (4 / 91 (4,4%) pour PTG Bi contre 2 / 182 (1,1 %) pour PTG Uni ; $p = 0,098$).

Le taux de complications tardives, quant à lui, était similaire entre les 2 populations (11 / 182 (6,04 %)) (Tableau 3).

Tableau 2
Incidence des complications précoces

	PTG Bi (patients = 91 / genoux = 182) Nombre (%)	PTG Uni (patients = genoux = 182) Nombre (%)	p
Mineures			
Algoneurodystrophie	2 / 182 (1,1 %)	17 / 182 (9,34 %)	0,0005
TVP	3 / 182 (1,65 %)	8 / 182 (4,4 %)	0,22
Fr périprothétique non chirurgicale	0	1 / 182 (0,55 %)	NS
Désunion cicatrice superficielle	0	2 / 182 (1,10 %)	0,50
Infection superficielle	0	2 / 182 (1,10 %)	0,50
Infection KT fémoral	0	1 / 182 (0,55 %)	NS
RAU	0	1 / 182 (0,55 %)	NS
Redon inextirpable	1 / 182 (0,55 %)	1 / 182 (0,55 %)	1
Escarre talonnier	1 / 182 (0,55 %)	1 / 182 (0,55 %)	1
Paralysie SPE	1 / 182 (0,55 %)	0	NS
Total Complications Mineures	8 / 182 (4,4 %)	34 / 182 (18,68 %)	< 0,001
Majeures			
Mortalité	0	0	1
EP	1 / 91 (1,1 %)	2 / 182 (1,1 %)	1
AVC	1 / 91 (1,1 %)	0	0,11
IDM	2 / 91 (2,2 %)	0	0,11
Luxation PTG	0	1 / 182 (0,55 %)	NS
Raideur chirurgicale	0	2 / 182 (1,1 %)	0,50
Infection profonde	0	1 / 182 (0,55 %)	NS
Total Complications Majeures	4 / 91 (4,4 %)	6 / 182 (3,3 %)	0,74
Total Complications Précoces	16 / 182 (8,8 %)	40 / 182 (21,98 %)	< 0,001

PTG Bi : PTG bilatérale en une session opératoire ; PTG Uni : PTG unilatérale ; EP : Embolie pulmonaire ; AVC : Accident vasculaire cérébral ; IDM : Infarctus du myocarde TVP : Thrombose veineuse profonde ; Fr : Fracture ; KT : Cathéter ; RAU : Rétention aigüe d'urine ; NS : Non significatif

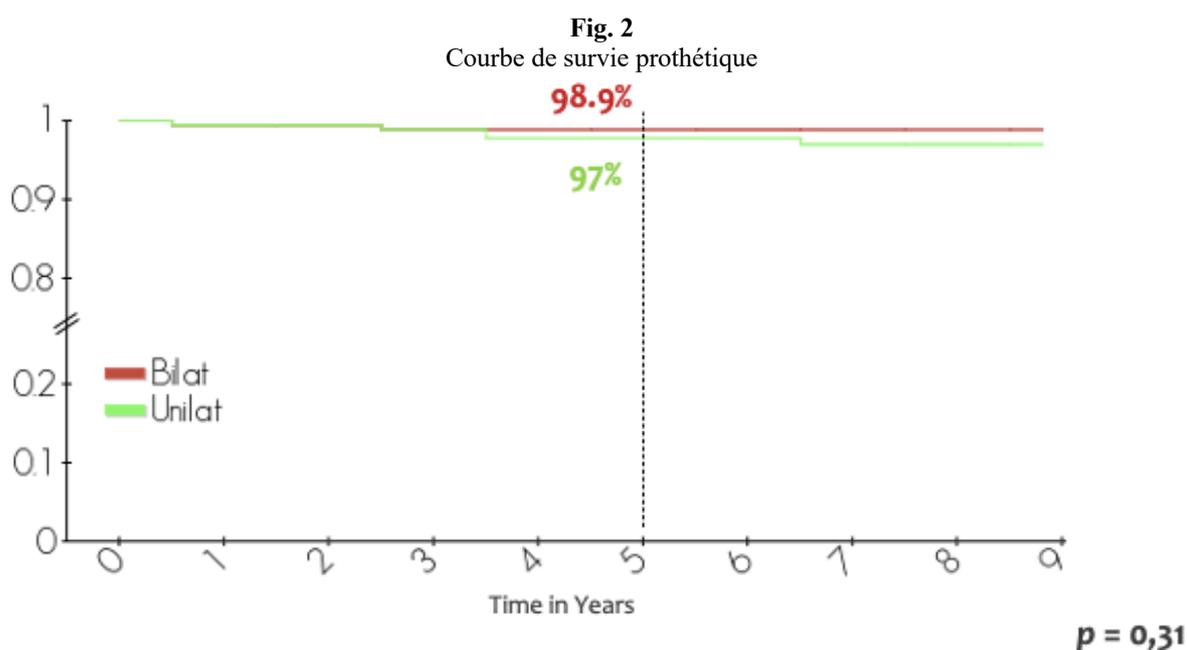
Tableau 3

Incidence des complications tardives

	PTG Bi (patients = 91 / genoux = 182) Nombre (%)	PTG Uni (patients = genoux = 182) Nombre (%)	<i>p</i>
Majeures			
Fr périprothétique chirurgicale	0	1 / 182 (0,55 %)	NS
Raideur chirurgicale	4 / 182 (2,2 %)	5 / 182 (2,75 %)	NS
Surdimension PTG	0	1 / 182 (0,55 %)	NS
Descellement aseptique chirurgicale	0	2 / 182 (1,1 %)	0,50
Infection profonde	3 / 182 (1,65 %)	1 / 182 (0,55 %)	0,62
Total Complications Majeures	7 / 182 (3,85 %)	10 / 182 (5,5 %)	0,62
Mineures			
Fr périprothétique non chirurgicale	2 / 182 (1,1 %)	1 / 182 (0,55 %)	NS
Clunk syndrome chirurgical	1 / 182 (0,55 %)	0	NS
Infection superficielle	1 / 182 (0,55 %)	0	NS
Total Complications Mineures	4 / 182 (2,2 %)	1 / 182 (0,55 %)	0,37
Total Complications Tardives	11 / 182 (6,04 %)	11 / 182 (6,04 %)	1

PTG Bi : PTG bilatérale en une session opératoire ; PTG Uni : PTG unilatérale ; Fr : Fracture ; NS : Non significatif

L'estimation de la survie prothétique selon Kaplan-Meier montrait un taux de survie à 5 ans de 98,9 % (IC 95 % = { 0.956 - 0.997 }) dans le groupe PTG Bi et de 97 % (IC 95 % = { 0.928 - 0.988 }) dans le groupe PTG Uni ($p = 0.3077$) (Fig. 2).



La durée moyenne de séjour hospitalier était de 8.3 ± 2.4 jours (4 - 21) pour les PTG Bi et de $5,9 \pm 1.9$ jours (1 - 13) ($p < 0,001$) pour les PTG Uni (Tableau 4).

La durée opératoire était plus élevée pour les PTG Bi 91 ± 19 min (49 – 154) que pour les PTG Uni 58 ± 12 min (31 - 110) ($p < 0,001$).

Les pertes sanguines totales étaient plus élevées dans le groupe PTG Bi : 1935 ± 427 mL (1154 – 3075) que dans le groupe PTG Uni : 1715 ± 518 mL (365 – 2854) ($p < 0,001$).

Le taux d'hémoglobine post opératoire du groupe PTG Bi était significativement plus bas ($10,6 \pm 1,3$ g/dL (8,2 – 14,2) par rapport au groupe PTG Uni $11,6 \pm 1.3$ g/dL (8,5 – 16,3) ($p < 0,001$).

De même, la perte de points d'hémoglobine (= Hb pré opératoire - Hb J+1) était plus importante dans la population PTG Bi : $3,8 \pm 1.2$ points (0,4 – 5,9) que dans la population PTG Uni : $2,9 \pm 0.9$ points (0,5 – 5,3) ($p < 0,001$).

Le taux de transfusion post opératoire était plus important dans le groupe PTG Bi 33% (30 / 91) que dans le groupe PTG Uni 2,2% (4 / 182) ($p < 0,001$).

Tableau 4
Données péri opératoires

	PTG Bi	PTG Uni	<i>p</i>
Perte sanguine totale (mL)	1935 (1154 – 3075)	1716 (365 – 2854)	<0,001
Taux d'Hb J1 (g/dL)	10,58 (8,2 – 14,2)	11,57 (8,5 – 16,3)	<0,001
Perte Hb post op (pré op – J1)	3,82 (0,4 – 5,9)	2,93 (0,5 – 5,3)	<0,001
Taux de Transfusion (%)	33 (30 / 91)	2,2 (4 / 182)	<0,001
Durée opératoire (min)	91 (49 – 154)	58 (31 - 110)	<0,001
Durée de séjour hospitalier (jour)	8,3 (4 – 21)	5,9 (1 – 13)	<0,001

PTG Bi : PTG bilatérale en une session opératoire ; PTG Uni : PTG unilatérale ; Hb : Hémoglobine ; op : opératoire

Au dernier recul, tous les résultats fonctionnels ont été améliorés par rapport aux données pré opératoires.

Le score KOOS moyen était de $69,2 \pm 19,7$ % (18,9 – 100) pour les PTG Bi et de $73,6 \pm 18,7$ % (20,5 – 100) pour les PTG Uni ($p = 0,112$) et le score New IKS moyen était de 198 ± 40 (102 – 249) et 204 ± 38 (92 – 252) respectivement ($p = 0,322$) (Tableau 5).

Tableau 5
Scores Fonctionnels

	Pré op			Last FU		
	PTG Bi	PTG Uni	p	PTG Bi	PTG Uni	p
KOOS Score						
Symptômes (%)	50,7	42,1	0,007	81,4	82,8	*
Douleur (%)	33,9	33	*	81,2	83,7	*
Vie quotidienne (%)	37,5	38,5	*	78	82,8	*
Sport (%)	13,1	13,7	*	36,9	44,4	*
Qualité de Vie (%)	19,3	23	*	68,3	74,4	*
TOTAL (%)	30,7	30	*	69,2	73,6	*
New IKS Score						
Examen Physique (/ 75)	44,7	47	*	68,2	64,8	*
Symptômes (/ 25)	4,5	4,9	*	19,7	21,3	*
Score Objectif (/ 100)	48,5	50,3	*	88	82,5	0,048
Satisfaction (/ 40)	10,4	10,8	*	31,2	32,2	*
Attentes (/ 15)	13,8	13,8	*	10,8	11,1	*
Fonction (/ 100)	34,1	36,5	*	67,8	74,2	0,029
Score Subjectif (/ 155)	58,2	61,1	*	109,8	117,4	*
TOTAL (/ 255)	107,4	112,9	*	197,7	203,6	*

* = NS

PTG Bi : PTG bilatérale en une session opératoire ; PTG Uni : PTG unilatérale ; Pré op : pré opératoire ; Last FU : Last Follow Up (Dernier Recul)

Il n'y avait pas de différence entre les groupes concernant la satisfaction du patient : 86,8 % des patients étaient satisfaits ou très satisfaits des résultats de l'intervention ($p = 1$) (Tableau 6.).

L'EVA post opératoire était de 1,9 / 10 pour les PTG Bi et de 1,5 / 10 pour les PTG Uni ($p = 0,165$).

Le SKV moyen était au dernier recul de $79,8 \pm 21,2$ % (10 – 100) pour le groupe PTG Bi et de $77,9 \pm 20,7$ % (5 – 100) pour le groupe PTG Uni ($p = 0,49$)

Le taux de genoux oubliés était significativement plus élevé dans le groupe PTG Uni que dans le groupe PTG Bi ; 54,4 % (99 / 182) versus 43,4 % (79 / 182) ($p = 0,036$).

Tableau 6
Satisfaction

	PTG Bi	PTG Uni	<i>p</i>
Satisfaction			
Très satisfait	57 / 91 (62,6 %)	122 / 182 (67 %)	0,38
Satisfait	22 / 91 (24,2 %)	36 / 182 (19,8 %)	0,31
EVA (/ 10)	1,9 (0 – 9)	1,5 (0 – 9)	0,165
Subjective Knee Value (%)	79,8 (10 – 100)	77,9 (5 – 100)	0,49
Sensation de genou oublié	43,4 % (79 / 182)	54,4 % (99 / 182)	0,036

PTG Bi : PTG bilatérale en une session opératoire ; PTG Uni : PTG unilatérale ; EVA : Echelle Visuelle Analogique

4. Discussion

Cette étude qui compare deux populations sélectionnées (âge < 80 ans et ASA ≤ 2) et homogènes de patients, montre que l'arthroplastie totale de genou bilatérale en une session opératoire n'engendre pas de majoration du risque global de complications.

Elle rapporte également que la survie prothétique est excellente et est similaire entre les 2 groupes.

Aussi, il n'existe pas de différence en ce qui concerne les scores fonctionnels ainsi que la satisfaction.

Néanmoins, les pertes sanguines totales, le taux de transfusion et le séjour hospitalier sont plus importants dans la procédure simultanée.

Concernant les complications, la littérature est contrastée : certaines études mettent en évidence un plus grand nombre de complications lorsqu'il a été décidé d'un remplacement prothétique bilatéral en une session opératoire^{13,16-26}, notamment des complications médicales thromboemboliques ou cardiovasculaires.

Toutefois, ces études ne prennent pas en compte les comorbidités préexistantes et le score ASA des patients.

D'autres études, ne retrouvent pas de majoration du taux de complications après PTG Bi par rapport aux PTG Uni^{8,28} ou encore par rapport aux PTG bilatérales en 2 sessions opératoires^{11,27}.

Dans notre analyse, le taux de complications globales n'était pas majoré après PTG bilatérale en raison notamment de la sélection des patients selon le score ASA ≤ 2, l'âge < 80 ans ou encore l'Hb pré opératoire ≥ 13g/dL.

Vulcano et al. ³² ont essayé d'établir des recommandations avant la réalisation d'une PTG bilatérale en une session opératoire : le patient ne doit pas présenter « un âge extrême », un score ASA ≥ 3 ou des comorbidités importantes.

D'autres auteurs ont également trouvé des facteurs de risque de morbi-mortalité.

Haddad et al ³³ affirment qu'une Hb pré opératoire $< 12,5\text{g/dL}$ ou un score ASA ≥ 3 sont des facteurs de risque de complications et de transfusions post opératoires.

D'autres études ^{27,28} déclarent que la stratégie est risquée si le score ASA ≥ 3 et l'âge $\geq 70-75$ ans.

Dans notre série, la survie prothétique à moyen terme (5 ans) était supérieure à 95 % et ne différait pas entre les différents groupes. Ces résultats corroborent ceux de précédentes études ^{34,35}.

Bohm ³⁶, dans son étude de registre, retrouvait lui, une survie à 3 ans significativement supérieure dans le groupe des PTG Bi par rapport aux PTG Uni (98,6% et 97,6% respectivement).

Ces résultats plaident en faveur d'une stratégie de remplacement prothétique simultanée.

Les résultats fonctionnels post opératoires entre PTG Bi et PTG Uni étaient similaires pour les scores KOOS et New IKS, ce qui confirme les résultats retrouvés dans la littérature ^{9,37,38}.

L'intervention répondait aux attentes des patients avec près de 9 patients sur 10 satisfaits ou très satisfaits. Ce taux de satisfaction est comparable entre les 2 groupes.

Leonard ³⁴, dans son analyse, retrouvait 95% de satisfaction après PTG Bi.

La sensation de genou oublié, quant à elle, était plus fréquente dans le groupe PTG Uni ce qui vient en contradiction notamment avec l'étude de Latifi et al. ³⁷ où le Forgotten Joint Score (FJS) ³⁹, était similaire entre PTG Bi et PTG Uni.

Une des explications pourrait être que les patients du groupe PTG Bi peuvent déclarer que leurs 2 genoux ne sont pas oubliés alors qu'un seul ne l'était, par difficulté de séparation.

Dans notre étude, le taux de transfusion sanguine apparaît plus important après PTG Bi avec un patient sur 3 transfusé en post opératoire immédiat. Ces résultats sont semblables à ceux de la littérature ^{40,41}. Toutefois, on peut noter un taux de transfusion chez les PTG Uni plus faible dans notre analyse que dans d'autres études.

La durée opératoire et le séjour hospitalier sont plus longs dans le groupe PTG Bi mais non doublés par rapport au groupe PTG Uni, ce qui est comparable à certaines études ⁴⁰.

Malgré ces excellents résultats, le remplacement prothétique bilatéral en une session opératoire est rarement pratiqué en France. Une des explications est la crainte de la morbi-mortalité précoce. Mais l'absence d'un code GHS spécifique aux PTG bilatérales effectuées au cours d'une seule séance opératoire représente également un frein à la pratique de cette intervention. En effet, le GHS est de 5365,81 euros, que la procédure soit unilatérale ou bilatérale (codes CCAM NFKA007 ou NFKA008).

Ainsi l'économie de 36% à 40% ^{42,43} des coûts hospitaliers retrouvée pour d'autres pays, n'est pas une réalité pour notre système de santé publique.

Un ajustement des codes GHS devrait être réalisé afin d'encourager les chirurgiens à adopter cette pratique.

Cette étude originale est la première étude française comparant des patients ASA ≤ 2 opérés par PTG bilatérale en une session opératoire ou PTG unilatérale.

Sa force réside dans le fait d'un suivi moyen conséquent (6 ans) mais également dans son caractère mono centrique, mono opérateur et mono prothétique.

Elle présente toutefois des limites. Il ne s'agit pas d'une étude prospective randomisée mais d'une étude rétrospective comparative. Le groupe contrôle n'était pas constitué de PTG bilatérale en deux sessions opératoires. L'appariement de deux PTG unilatérales pour une PTG bilatérale a donc été utilisé afin de limiter ce biais.

Une autre limite est le faible effectif de nos populations en comparaison aux registres de la littérature. En effet, du fait de la faible incidence des événements, l'étude pourrait souffrir d'une faible puissance.

Une nouvelle étude, comparant cette cohorte de PTG bilatérale en une session opératoire à un groupe apparié de patients souffrant de gonarthrose bilatérale opérés par PTG bilatérale séquentielle, c'est à dire en deux sessions opératoires décalées de trois à 12 mois, permettra de savoir si la stratégie du remplacement prothétique bilatéral de genou en une session opératoire n'engendre pas d'augmentation du taux de complications chez les patients ASA 1 et 2, souffrant de gonarthrose bilatérale invalidante.

Une étude médico-économique pourrait être également intéressante entre ses 2 groupes afin d'évaluer et de comparer le coût global de ces interventions dans le système de soins français.

5. Conclusion

Les résultats de cette étude montrent que le remplacement prothétique bilatéral en une session opératoire est une stratégie recevable et non préjudiciable pour les patients à faible risque opératoire (ASA 1 et 2) présentant une gonarthrose bilatérale invalidante.

En effet, la mortalité, les taux de complications, les courbes de survie, les scores fonctionnels et la satisfaction sont comparables à un groupe apparié de patients souffrant de gonarthrose unilatérale opérés par PTG unilatérale.

Déclaration de liens d'intérêts

Les auteurs déclarent ne pas avoir de liens d'intérêts.

En dehors de ce travail, C. Trojani reçoit des royalties du groupe Corin.

P. Boileau reçoit des royalties de Wright et est consultant pour Wright, Smith and Nephew et Conmed.

Les autres auteurs déclarent ne pas avoir de lien d'intérêt en dehors de ce travail.

Financement

Aucune source de financement n'a été requise pour ce travail.

Contribution des auteurs

A. Raffaelli, Y. Levy et C. Trojani rédaction du manuscrit ; C. Trojani conception de l'étude ; A. Raffaelli et Y. Levy acquisition et analyse des données ; A. Raffaelli convocation des patients ; A. Raffaelli, Y. Levy, C. Trojani et P. Boileau interprétation des données ; Y. Levy, C. Trojani et P. Boileau révision de l'article ; C. Trojani validation finale ; A. Raffaelli statistiques ; C. Trojani interventions chirurgicales.

Bibliographie

1. Murphy L, Schwartz TA, Helmick CG, et al. Lifetime risk of symptomatic knee osteoarthritis. *Arthritis Rheum.* 2008;59(9):1207-1213.
2. Jones CA, Beaupre LA, Johnston DWC, Suarez-Almazor ME. Total joint arthroplasties: current concepts of patient outcomes after surgery. *Clin Geriatr Med.* 2005;21(3):527-541.
3. Rodriguez JA, Bhende H, Ranawat CS. Total condylar knee replacement: a 20-year followup study. *Clin Orthop Relat Res.* 2001.
4. Gill GS, Joshi AB, Mills DM. Total condylar knee arthroplasty. 16- to 21-year results. *Clin Orthop Relat Res.* 1999.
5. Thadani PJ, Vince KG, Ortaaslan SG. Ten- to 12-year followup of the Insall- Burstein I total knee prosthesis. *Clin Orthop Relat Res.* 2000.
6. Ivory JP, Simpson AH, Toogood GJ, McLardy-Smith PD, Goodfellow JW. Bilateral knee replacements: simultaneous or staged? *J R Coll Surg Edinb.* 1993;1993:38–2.
7. McInnis DP, Devane PA, Horne G. Bilateral total knee arthroplasty: indications and complications. *Current Opinion in Orthopaedics.* 2003;14(1):52–57.
8. Walmsley P, Murray A, Brenkel IJ. The practice of bilateral, simultaneous total knee replacement in Scotland over the last decade. Data from the Scottish Arthroplasty Project. *Knee.* 2006;13(2):102-105.
9. Bagsby D, Pierson JL. Functional outcomes of simultaneous bilateral versus unilateral total knee arthroplasty. *Orthopedics.* 2015;38(1):e43-47.
10. Kovacic MW, Singri P, Khanna S, Gradisar IA. Medical and financial aspects of same-day bilateral total knee arthroplasties. *Biomed Sci Instrum.* 1997;33:429-434.
11. Stubbs G, Pryke SER, Tewari S, et al. Safety and cost benefits of bilateral total knee replacement in an acute hospital. *ANZ J Surg.* 2005;75(9):739-746.
12. Macario A, Schilling P, Rubio R, Goodman S. Economics of One-Stage Versus Two-Stage Bilateral Total Knee Arthroplasties. *Clinical Orthopaedics and Related Research.* 2003;414:149-156.
13. Stefánsdóttir A, Lidgren L, Robertsson O. Higher early mortality with simultaneous rather than staged bilateral TKAs: results from the Swedish Knee Arthroplasty Register. *Clin Orthop Relat Res.* 2008;466(12):3066-3070.
14. Hooper GJ, Hooper NM, Rothwell AG, Hobbs T. Bilateral total joint arthroplasty: the early results from the New Zealand National Joint Registry. *J Arthroplasty.* 2009;24(8):1174-1177.

15. Memtsoudis SG, Besculides MC, Reid S, Gaber-Baylis LK, González Della Valle A. Trends in bilateral total knee arthroplasties: 153,259 discharges between 1990 and 2004. *Clin Orthop Relat Res*. 2009;467(6):1568-1576.
16. Hu J, Liu Y, Lv Z, Li X, Qin X, Fan W. Mortality and morbidity associated with simultaneous bilateral or staged bilateral total knee arthroplasty: a meta-analysis. *Arch Orthop Trauma Surg*. 2011;131(9):1291-1298.
17. Oakes DA, Hanssen AD. Bilateral Total Knee Replacement Using the Same Anesthetic Is Not Justified by Assessment of the Risks. *Clinical Orthopaedics and Related Research®*. 2004;428:87.
18. Barrett J, Baron J, Losina E, Wright J, Mahomed N, Katz J. Bilateral Total Knee Replacement : Staging and Pulmonary Embolism. *The Journal of Bone and Joint Surgery-american Volume*. 2006;88(10):2146-2151.
19. Adili A, Bhandari M, Petruccelli D, De Beer J. Sequential bilateral total knee arthroplasty under 1 anesthetic in patients > or = 75 years old: complications and functional outcomes. *J Arthroplasty*. 2001;16(3):271-278.
20. Basilico FC, Sweeney G, Losina E, et al. Risk factors for cardiovascular complications following total joint replacement surgery. *Arthritis Rheum*. 2008;58(7):1915-1920.
21. Chang R-N, Kim J-H, Lee H, et al. Cerebral fat embolism after bilateral total knee replacement arthroplasty -A case report-. *Korean J Anesthesiol*. 2010;59 Suppl:S207-210.
22. Restrepo C, Parvizi J, Dietrich T, Einhorn T. Safety of Simultaneous Bilateral Total Knee Arthroplasty: A Meta-Analysis. *The Journal of Bone & Joint Surgery*. 2007;89(6):1220-1226.
23. Patil N, Wakankar H. Morbidity and mortality of simultaneous bilateral total knee arthroplasty. *Orthopedics*. 2008;31(8):780-789;
24. Parvizi J, Sullivan TA, Trousdale RT, Lewallen DG. Thirty-day mortality after total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*. 2001;83(8):1157-1161.
25. Luscombe JC, Theivendran K, Abudu A, Carter SR. The relative safety of one-stage bilateral total knee arthroplasty. *Int Orthop*. 2009;33(1):101-104.
26. Fu D, Li G, Chen K, Zeng H, Zhang X, Cai Z. Comparison of Clinical Outcome Between Simultaneous-Bilateral and Staged-Bilateral Total Knee Arthroplasty: A Systematic Review of Retrospective Studies. *The Journal of Arthroplasty*. 2013;28(7):1141-1147.
27. Yoon H-S, Han C-D, Yang I-H. Comparison of Simultaneous Bilateral and Staged Bilateral Total Knee Arthroplasty in Terms of Perioperative Complications. *The Journal of Arthroplasty*. 2010;25(2):179-185.
28. Koh IJ, Kim G-H, Kong C-G, Park S-W, Park TY, In Y. The Patient's Age and

American Society of Anesthesiologists Status Are Reasonable Criteria for Deciding Whether to Perform Same-Day Bilateral TKA. *The Journal of Arthroplasty*. 2015;30(5):770-775.

29. Rosencher N, Kerckamp HEM, Macheras G, et al. Orthopedic Surgery Transfusion Hemoglobin European Overview (OSTHEO) study: blood management in elective knee and hip arthroplasty in Europe*. *Transfusion*. 2003;43(4):459-469.
30. Roos EM, Roos HP, Lohmander LS, Ekdahl C, Beynnon BD. Knee Injury and Osteoarthritis Outcome Score (KOOS)--development of a self-administered outcome measure. *J Orthop Sports Phys Ther*. 1998;28(2):88-96.
31. Scuderi GR, Bourne RB, Noble PC, Benjamin JB, Lonner JH, Scott WN. The New Knee Society Knee Scoring System. *Clin Orthop Relat Res*. 2012;470(1):3-19.
32. Vulcano E, Memtsoudis S, Della Valle AG. Bilateral total knee arthroplasty guidelines: are we there yet? *J Knee Surg*. 2013;26(4):273-279.
33. Haddad B, Khan W, Mehta V, Mbubaegbu C, Qamar A. Bilateral Simultaneous Total Knee Arthroplasty: A Patient-Matched Retrospective Observational Study. *Open Orthop J*. 2015;9:499-503.
34. Leonard L, Williamson DM, Ivory JP, Jennison C. An evaluation of the safety and efficacy of simultaneous bilateral total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2003;18(8):972-978.
35. Ritter MA, Harty LD, Davis KE, Meding JB, Berend M. Simultaneous bilateral, staged bilateral, and unilateral total knee arthroplasty. A survival analysis. *J Bone Joint Surg Am*. 2003;85-A(8):1532-1537.
36. Bohm ER, Molodianovitsh K, Dragan A, et al. Outcomes of unilateral and bilateral total knee arthroplasty in 238,373 patients. *Acta Orthop*. 2016;87 Suppl 1:24-30.
37. Latifi R, Thomsen MG, Kallelose T, Husted H, Troelsen A. Knee awareness and functionality after simultaneous bilateral vs unilateral total knee arthroplasty. *World J Orthop*. 2016;7(3):195-201.
38. Harnik A, Boughanem J, Hart P, Margolin O, Collins L, Hilton R. The Evaluation of Single-Sided Total Knee Arthroplasty Versus Simultaneous Bilateral Total Knee Arthroplasty Improvements and Postoperative Progression Based on Patient-Based Outcome Scoring: A Rural Retrospective Clinical Orthopaedic Study. *J Am Acad Orthop Surg Glob Res Rev*. 2019;3(7):e069.
39. Behrend H, Giesinger K, Giesinger JM, Kuster MS. The “forgotten joint” as the ultimate goal in joint arthroplasty: validation of a new patient-reported outcome measure. *J Arthroplasty*. 2012;27(3):430-436.e1.
40. Hart A, Antoniou J, Brin YS, Huk OL, Zukor DJ, Bergeron SG. Simultaneous Bilateral Versus Unilateral Total Knee Arthroplasty: A Comparison of 30-Day Readmission Rates and Major Complications. *J Arthroplasty*. 2016;31(1):31-35.
41. Nichols CI, Vose JG. Comparative Risk of Transfusion and Incremental Total

Hospitalization Cost for Primary Unilateral, Bilateral, and Revision Total Knee Arthroplasty Procedures. *J Arthroplasty*. 2016;31(3):583-589.e1.

42. Odum SM, Troyer JL, Kelly MP, Dedini RD, Bozic KJ. A cost-utility analysis comparing the cost-effectiveness of simultaneous and staged bilateral total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*. 2013;95(16):1441-1449.

43. Reuben JD, Meyers SJ, Cox DD, Elliott M, Watson M, Shim SD. Cost comparison between bilateral simultaneous, staged, and unilateral total joint arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty*. 1998;13(2):172-179.

Serment d'Hippocrate

“Au moment d’être admis à exercer la médecine, je promets et je jure d’être fidèle aux lois de l’honneur et de la probité.

Mon premier souci sera de rétablir, de préserver ou de promouvoir la santé dans tous ses éléments, physiques et mentaux, individuels et sociaux.

Je respecterai toutes les personnes, leur autonomie et leur volonté, sans aucune discrimination selon leur état ou leurs convictions. J’interviendrai pour les protéger si elles sont affaiblies, vulnérables ou menacées dans leur intégrité ou leur dignité. Même sous la contrainte, je ne ferai pas usage de mes connaissances contre les lois de l’humanité.

J’informerai les patients des décisions envisagées, de leurs raisons et de leurs conséquences.

Je ne tromperai jamais leur confiance et n’exploiterai pas le pouvoir hérité des circonstances pour forcer les consciences.

Je donnerai mes soins à l’indigent et à quiconque me les demandera. Je ne me laisserai pas influencer par la soif du gain ou la recherche de la gloire.

Admis(e) dans l’intimité des personnes, je tairai les secrets qui me seront confiés. Reçu(e) à l’intérieur des maisons, je respecterai les secrets des foyers et ma conduite ne servira pas à corrompre les mœurs.

Je ferai tout pour soulager les souffrances. Je ne prolongerai pas abusivement les agonies. Je ne provoquerai jamais la mort délibérément.

Je préserverai l’indépendance nécessaire à l’accomplissement de ma mission. Je n’entreprendrai rien qui dépasse mes compétences. Je les entretiendrai et les perfectionnerai pour assurer au mieux les services qui me seront demandés.

J’apporterai mon aide à mes confrères ainsi qu’à leurs familles dans l’adversité.

Que les hommes et mes confrères m’accordent leur estime si je suis fidèle à mes promesses ; que je sois déshonoré et méprisé si j’y manque.”

Résumé

PTG bilatérales en une session opératoire vs. PTG unilatérales : analyse comparative

Introduction :

Le remplacement prothétique bilatéral de genou en une session opératoire est peu pratiqué en France, en raison notamment d'un risque de majoration des complications péri-opératoires et tardives. L'objectif principal de cette étude était de comparer les taux de complications des prothèses totales de genou bilatérales en une session opératoire (PTG Bi) aux unilatérales (PTG Uni). L'hypothèse est que les PTG Bi n'entraînent pas d'augmentation du taux de complications dans un groupe de patients sélectionnés, ASA 1 et 2.

Méthodes :

Etude rétrospective comparative entre 91 PTG Bi et 182 PTG Uni opérés entre 2009 et 2016 (1 PTG Bi appariée à 2 témoins). Les patients étaient appariés selon l'âge, le sexe, le diagnostic et le score ASA. Le recul minimum était de 2 ans. La mortalité, les complications précoces et tardives, ont été renseignées. Les critères secondaires concernaient la survie prothétique, les résultats fonctionnels et la satisfaction du patient.

Résultats :

La mortalité précoce était nulle quel que soit le groupe. Le taux de complications précoces était plus faible après PTG Bi (8,8 %) qu'après PTG Uni (22 %) ($p < 0,001$). La survie de l'implant à 5 ans était de 98.9% (IC95% = [95.6– 99.7]) dans le groupe PTG Bi et de 97% (IC95% = [92.8 – 98.8]) dans le groupe PTG Uni. Le taux de transfusion homologue concernait 33% des patients du groupe PTG Bi et 2,2% du groupe PTG Uni ($p < 0.001$). Aucune différence n'était observée pour le taux de satisfaction, les scores KOOS et NewIKS. La sensation de genou oublié était plus importante dans le groupe PTG Uni (54,4%) que dans le groupe PTG Bi (43,4%) ($p = 0,036$).

Discussion :

Il existait moins de complications précoces dans le groupe PTG Bi. Aucune différence significative n'était retrouvée concernant les courbes de survie, les scores fonctionnels et la satisfaction entre les deux groupes. Le taux de transfusion était plus élevé dans le groupe PTG Bi alors que le taux de genoux oubliés était plus élevé dans le groupe PTG Uni.

Conclusion :

L'hypothèse de cette étude est vérifiée : pour les patients ASA 1 et 2, le remplacement prothétique de genou bilatéral en une session opératoire n'engendre ni augmentation du taux de complications ni diminution de la courbe de survie par rapport au remplacement prothétique unilatéral.